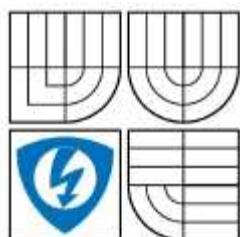




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNologiÍ**
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

HODNOCENÍ KAP-METRŮ PRO RTG PŘÍSTROJE

EVALUATION OF KAP-METERS IN RTG DEVICES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JIŘÍ HLAVIČKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

prof. Ing. OTAKAR WILFERT, CSc.

BRNO 2008

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: **Jiří Hlavička**
Bytem: **U Staré Školy 144, Černá Hora, 679 21**
Narozen/a (datum a místo): **13.4.1971 v Boskovicích**

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00

jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací
technika

(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

☒ bakalářská práce

Název VŠKP: Hodnocení KAP- metrů pro rtg přístroje
Vedoucí/ školitel VŠKP: prof. Ing. Otakar Wilfert, CSc.
Ústav: Ústav radioelektroniky
Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v*:

☒ tištěné formě – počet exemplářů 2
☒ elektronické formě – počet exemplářů 2

* hodící se zaškrtněte

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Cílem této práce bylo seznámit se z teoretické i praktické stránky s přístroji, které se používají k měření radiační zátěže pacientů ve zdravotnictví a ověřit jejich vhodnost pro stanovení diagnostických referenčních úrovní (velikost ozáření pacienta) v procesu rentgenového vyšetření. Pro tento účel byly vybrány různé typy rtg přístrojů z Úrazové nemocnice Brno, Fakultní nemocnice Brno a Masarykova onkologického ústavu, jejíž součástí jsou indikátory plošné kermy.

Klíčová slova

KAP-metr – dávka – kerma – diagnostická referenční úroveň – ionizační komora – záření

Abstract

The main targets of this thesis have been to get familiarized with theoretical and practical aspects of device, used for measurement of the radiation burden of patients in the health service and to verify suitability of them for the assessment of diagnostic referential levels (quantity of the exposure of a patient) within the radiographic examination process as well. For this purpose, several types of x-ray units, equipped with surface kerma indicators, have been used, they are installed at the Trauma Hospital of Brno, at the Faculty Hospital Brno and at the Masaryk Memorial Cancer Institute in Brno.

Keywords

KAP-meter – dose – kerma – diagnostic referential level – ionization chamber–radiation

Bibliografická citace

HLAVIČKA, J. *Hodnocení KAP-metrů pro rtg přístroje*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 43 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Otakar Wilfert, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Hodnocení KAP-metrů pro rtg přístroje jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 4. června 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Otakaru Wilfertovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat RNDr. Zdeňkovi Kopeckému, PhD. za odbornou pomoc a další cenné a užitečné rady při zpracování praktické části mé bakalářské práce.

V Brně dne 4. června 2008

.....
podpis autora

OBSAH:

| | |
|---|----|
| 1. Úvod..... | 11 |
| 1.1 Cíle bakalářské práce | 11 |
| 1.2 Seznam použitých zkratk a symbolů | 12 |
| 1.3 Seznam pojmů | 12 |
| 2. Veličiny a jednotky v ochraně před zářením..... | 13 |
| 3. Dávka záření z diagnostické radiologie | 15 |
| 4. Zdravotní účinky ionizujícího záření | 16 |
| 4.1 Účinky ionizujícího záření na živou tkáň | 16 |
| 4.2 Deterministické účinky | 17 |
| 4.3 Stochastické účinky | 18 |
| 5. Dozimetrie RTG záření | 19 |
| 6. KAP – metr..... | 20 |
| 6.1 Kalibrace a ověřování v ČR | 20 |
| 6.1.1 Veličiny ovlivňující naměřené hodnoty KAP-metru | 20 |
| 6.2 Teoretický rozbor konstrukce a funkce KAP-metru | 21 |
| 6.3 Ionizační komora..... | 21 |
| 6.4 Proudové ztráty způsobené rekombinací, přenos náboje mezi ionty | 24 |
| 6.4.1 Difuze..... | 24 |
| 6.5 Základní technické parametry KAP-metru..... | 25 |
| 6.6 Teoretický popis kalibrace..... | 25 |
| 6.7 Praktické provedení kalibrace KAP | 26 |
| 6.7.1 Siemens..... | 27 |
| 6.7.2 G.E. Medical systems S.A. | 27 |
| 6.7.3 Philips Česká republika, s.r.o..... | 28 |
| 6.7.4 Baccara Paladio..... | 29 |
| 6.8 Porovnání výsledků měření..... | 30 |
| 7. využití indikátoru plošné kermy | 31 |
| 7.1 Diagnostické referenční úrovně | 31 |
| 7.1.1 Metodika výpočtu DRÚ | 31 |
| 7.1.2 Přehled veličin pro výpočet DRÚ | 32 |
| 7.2 Hodnocení rizika | 33 |
| 7.3 Způsob výpočtu dávky | 34 |
| 7.3.1 Program PCXMC | 34 |
| 7.4 Místní diagnostické referenční úrovně v praxi..... | 37 |
| 8. Závěr..... | 39 |
| 9. Literatura | 40 |
| 10. Přílohy | 41 |
| 10.1 Ukázka výpočtu efektivní dávky | 41 |
| 10.2 Ověřovací list pro měřidlo Radcal 9015 | 42 |

SEZNAM OBRÁZKŮ:

| | | |
|-----------------|--|----|
| Obrázek č. 4.1 | Schematické znázornění význačných procesů a jejich časové posloupnosti při účincích ionizujícího záření na živou tkáň..... | 17 |
| Obrázek č. 4.2 | Akutní a chronická dermatitida po ozáření několika Gy..... | 18 |
| Obrázek č. 4.3 | Stochastické a nestochastické účinky záření..... | 18 |
| Obrázek č. 5.1 | Rozložení záření v prostoru rtg přístroje..... | 19 |
| Obrázek č. 6.1 | Přístroj pro měření plošné kerry a dávkového příkonu..... | 21 |
| Obrázek č. 6.2 | Popis umístění ionizační komory..... | 21 |
| Obrázek č. 6.3 | Závislost ionizačního proudu I na napětí mezi elektrodami U při stejném proudu kvant ionizujícího záření..... | 22 |
| Obrázek č. 6.4 | Sestava pro provedení kalibrace..... | 21 |
| Obrázek č. 7.1 | Úvodní okno programu PCXMC..... | 35 |
| Obrázek č. 7.2. | Ukázka výpočtu dávky programem PCXMC..... | 36 |

SEZNAM TABULEK:

| | | |
|----------------|--|----|
| Tabulka č. 3.1 | Přibližné hodnoty průměrné radiační dávky z jednotlivých zdrojů záření vztahované na 1 člověka za 1 rok..... | 16 |
| Tabulka č. 6.1 | Hodnoty střední energie ionizace W_i pro některé plyny..... | 23 |
| Tabulka č. 6.2 | Základní technické parametry KAP-metru..... | 25 |
| Tabulka č. 6.3 | Hodnoty kalibrace (Siregraph CF)..... | 27 |
| Tabulka č. 6.4 | Hodnoty kalibrace (Definium 8000)..... | 27 |
| Tabulka č. 6.5 | Hodnoty kalibrace (Easy Diagnost Eleva)..... | 28 |
| Tabulka č. 6.6 | Hodnoty kalibrace (Bacara Palladio)..... | 29 |
| Tabulka č. 7.1 | Přehled veličin, ve kterých se v rentgenové diagnostice stanovují diagnostické referenční úrovně..... | 32 |
| Tabulka č. 7.2 | Radiační váhové faktory pro jednotlivé orgány..... | 33 |
| Tabulka č. 7.3 | Nastavení místních diagnostických referenčních úrovní..... | 38 |

SEZNAM GRAFŮ:

| | | |
|-------------|---|----|
| Graf č. 6.1 | Porovnání jednotlivých korelačních koeficientů..... | 30 |
|-------------|---|----|

1. ÚVOD

Paprsky X byly objeveny německým fyzikem Wilhelmem Conradem Roentgenem dne 8.11. 1895. K prvnímu použití ionizujícího záření v medicíně došlo na přelomu 19. a 20. století. Od té doby radiologie doznala značného rozvoje. Při využití zdrojů ionizujícího záření je však pacient vystaven určitému riziku, a proto je radiační ochrana pacienta třeba věnovat stálou pozornost. Ze všech uměle vytvořených zdrojů přispívá ionizujícího záření nejvíce k zátěži obyvatelstva ozáření osob vyšetřovaných nebo léčených pomocí zdrojů ionizujícího záření. Dávky z lékařské expozice se u jednotlivých skupin obyvatel velmi liší, a to od hodnot velmi nízkých až po násobky dávek z přírodního pozadí. Zátěž na obyvatele závisí na frekvenci úkonů spojených s ozářeními a na dávkách spojených s jednotlivými lékařskými výkony. [7]

Z tohoto důvodu neustále narůstá potřeba chránit vyšetřované osoby před stochastickými (náhodnými) účinky ionizujícího záření. Jednou z variant, která přispívá k radiační ochraně je nařízení Vyhlášky 307/2002 ve znění pozdějších předpisů, že nová rentgenová zařízení musí být vybavena tam, je-li to možné, přidruženým zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba. [12]

1.1 Cíle bakalářské práce

Cílem bakalářské práce je seznámení se s principem a funkcí indikátorů poskytujících informace o velikosti ozáření pacienta. U jednotlivých KAP-metrů (indikátorů plošné kermy), které jsou instalovány na rtg přístrojích, bude provedena kalibrace. Výsledky kalibrace budou mezi sebou porovnány. Současně bude ověřeno použití KAP-metrů v praxi v případě nastavení a výpočtu diagnostických referenčních úrovní pro rtg přístroje a výkony na nich prováděné pomocí programu pro výpočet efektivní dávky.

1.2 Seznam použitých zkratk a symbolů

| | |
|----------|---|
| ČMI | - Český metrologický institut |
| DRÚ | - diagnostická referenční úroveň |
| E | - efektivní dávka |
| KAP | - kerma area product |
| FRK | - vzdálenost fokus – referenční komora |
| KAP-metr | - indikátor plošné kermy |
| MZ ČR | - Ministerstvo zdravotnictví České Republiky |
| MDRÚ | - místní diagnostická referenční úroveň |
| NDRÚ | - Národní diagnostická referenční úroveň |
| PCXMC | - program pro výpočet efektivní dávky (PC-based Monte Carlo program for calculating patient's organ doses and the effective dose in medical X-ray examinations) |
| SÚJB | - Státní úřad pro jadernou bezpečnost |
| SÚRO | - Státní úřad radiační ochrany |
| ZDS | - zkouška dlouhodobé stability |

1.3 Seznam pojmů

| | |
|---------------|--|
| Latch | - závora |
| Profiled rail | - profilová mřížka |
| Base plate | - vzdálenost fokus – referenční komora |
| Chamber focus | - komorové ohnisko |
| Housing | - skříň |
| Collimator | - kolimátor |

2. VELIČINY A JEDNOTKY V OCHRANĚ PŘED ZÁŘENÍM

V dozimetrii RTG ionizujícího záření musíme respektovat tyto veličiny:

- energii záření
- dávku
- dávkový ekvivalent
- dávkový příkon
- kerma
- kermový příkon
- expozice
- expoziční příkon

Energie záření

Jedná se o součet zářivé energie R_{in} , která vstoupila do objemu, tj. suma všech energií které do objemu vstoupily, analogicky R_{out} suma energií částic, které objem opustili. $\sum Q$ je součet všech změn klidových energií jader a elementárních část v jakýchkoli jaderných přeměnách

$$\varepsilon = R_{in} + R_{out} + \sum Q \quad [\text{J}], \quad (1)$$

je to energie, kterou předalo ionizující záření látce o určitém objemu.

Jednotkou je joule = J .

Dávka

Je to podíl střední sdělené energie $d\bar{\varepsilon}$, předané ionizujícím zářením látce v malém prostoru a hmotnosti této látky dm .

Dávka je tedy veličina, která charakterizuje absorpci energie v daném objemu.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [\text{Gy}], \quad (2)$$

kde dm je element hmotnosti ozářené látky.

Jednotkou je gray = Gy = J . kg⁻¹ tj. energie 1 J /Joule/ absorbovaná v 1 kg látky, kde energie 1 J = 1 W.s = 0,239 cal.

Dávkový ekvivalent.

V ochraně před zářením se ukázalo vhodné zavést další veličinu, která lépe charakterizuje významnější škodlivé účinky záření – zejména pozdní stochastické účinky. Ionizující záření vyvolá v látce obecně celou řadu fyzikálních, chemických a biologických změn /genetické mutace/. Stejná dávka různého druhu záření vyvolá v živém organismu různé následky.

Dávkou ekvivalentní H nějakého ionizujícího záření rozumíme součin dávky absorbované D v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q

$$H = D \cdot Q \quad [\text{Sv}]. \quad (3)$$

Jednotkou je sievert = Sv = J . kg⁻¹.

Jakostní činitel Q :

$Q = 1$ pro RTG záření, záření gama a elektronů,

$Q = 10$ pro neutrony, částice alfa,

$Q = 20$ pro nabitě částice o neznámé energii.

Měříme-li v pásmu RTG záření, je $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv}$.

Dávkový příkon.

Dávkový příkon \dot{D} rozumíme časovou změnu dt střední hodnoty dávky dD .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [1 \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1}]. \quad (4)$$

Jednotkou je $1 \text{ Gy/s} = 1 \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Ekvivalentní dávka

Vyjadřuje součin radiačního váhového faktoru ω_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni

$$H_T = \omega_R \cdot D_{TR}.$$

Radiační váhový faktor ω_R vyjadřuje relativní biologickou účinnost jednotlivých typů záření vzhledem k záření fotonovému. Pro fotony je $\omega_R = 1$.

Jednotkou je sievert = $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Efektivní dávka

Vyjadřuje součet součinů tkáňových váhových faktorů ω_T a ekvivalentní dávky H_T v orgánu nebo tkáni

$$E = \sum \omega_T \cdot H_T \quad [\text{Sv}]. \quad (5)$$

Je definovaná tak, aby při nerovnoměrném ozáření měla efektivní dávka E hodnotu ekvivalentní dávky H_T , která při rovnoměrném ozáření celého těla způsobila stejnou újmu jako dané nerovnoměrné ozáření viz str. 33.

Jednotkou je sievert = $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Kerma

(Kerma = Kinetic Energy Released in Matter = kinetická energie uvolněná v látce)

Dávka však nevypovídá o bezprostředních projevech interakcí primárního záření s látkou. Speciálně v případech nepřímo ionizujícího záření může docházet k interakci na zcela jiném místě, než na kterou pak sekundární částice ionizují a excitují atomy prostředí a dávají svůj příspěvek k dávce. Proto byla definována tato další veličina kerma K . Kerma K rozumíme podíl součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic, uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v elementu látky a hmotnosti tohoto objemu.

Kerma vyjadřuje interakci primárního nepřímo ionizujícího záření v dané látce při prvních srážkách. Je to první předaná kinetická energie.

Kerma je tedy měrnou veličinou kinetické energie předané nějaké látce nepřímo ionizujícími částicemi.

$$K = \frac{dE_K}{dm} \quad [\text{Gy}]. \quad (6)$$

Jednotkou je gray = Gy = 1 J . kg⁻¹ .

Kermový příkon.

Kermovým příkonem \dot{K} rozumíme časovou změnu dt střední hodnoty kermy K .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad [\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}]. \quad (7)$$

Jednotkou je gray = Gy . s⁻¹ = J . kg⁻¹ . s⁻¹ = 1W . kg⁻¹ .

Expozice.

Expozicí X rozumíme podíl celkového náboje ΔQ iontů stejného znaménka, vzniklých v malém objemu vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny fotony záření X nebo gama a hmotnosti dm vzduchu v tomto objemu.

$$X = \frac{\Delta Q}{dm} \quad [\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}] \quad (8)$$

Jednotkou je coulomb/1 kg = C . kg⁻¹ = A . s . kg⁻¹

Expoziční příkon.

Expozičním příkonem \dot{X} rozumíme časovou změnu dt ozáření X :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad \text{kde } \dot{X} \quad [\text{A} \cdot \text{kg}^{-1}]. \quad (9)$$

Jednotkou je 1 Ampér /kg = A . kg⁻¹ = C . kg⁻¹ . s⁻¹.

3. DÁVKA ZÁŘENÍ Z DIAGNOSTICKÉ RADIOLOGIE

Hlavními zdroji absorbované dávky pro obyvatelstvo jsou přírodní zdroje a umělé zdroje při lékařských aplikacích. Proto je v současné době nutné věnovat zvýšenou pozornost absorbované dávce z jednotlivých rentgenových vyšetření. Absorbované dávky v tkáních při daném vyšetření jsou vysoce závislé na technických podmínkách provedení snímku či skiaskopického vyšetření, na vlastnostech rentgenového přístroje, na charakteristikách svazku rentgenového záření, na počtu snímků při radiografii a době prozařování při skiaskopii. Tyto absorbované dávky v tkáních na jedno rentgenové vyšetření kolísají od zlomku mGy až do stovek mGy pro specializované skiaskopická vyšetření.

| P ř í r o d n í | Zdroj záření | Efektivní dávka [mSv/rok] | Podíl [%] | 88% |
|--------------------------------------|--|------------------------------|--------------|-----|
| | Radon (a jeho rozpadové produkty) | 1,3 | 48 | |
| | Zemské (terestrální) záření | 0,45 | 17 | |
| | Vnitřní ozáření přírodními radionuklidy v těle | 0,25 | 9 | |
| | Kosmické záření (sekundární) | 0,4 | 14 | |
| U m ě l é | Lékařská ozáření (diagnostika, terapie) | 0,3 | 11 | 12% |
| | Profesní ozáření | 0,002 | 0,08 | |
| | Technické a spotřební předměty | 0,005 | 0,02 | |
| | Jaderná energetika (mimo havárie) | 0,001 | 0,04 | |
| | Radioaktivní spad (jaderné zbraně a havárie) | 0,005 | 0,02 | |

Tabulka 3.1 Přibližné hodnoty průměrné radiační dávky z jednotlivých zdrojů záření vztažené na 1 člověka za 1rok. [16]

4. ZDRAVOTNÍ ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

4.1 Účinky ionizujícího záření na živou tkáň

Účinek ionizujícího záření na živou tkáň lze rozdělit do čtyř významných stádií, které se liší rychlostí a druhem procesů které v nich probíhají:

Fyzikální stadium:

Dochází k interakci kvant ionizujícího záření s hmotou a k předání energie za vzniku ionizace a excitace. Protože je rychlost kvant rovna nebo blízká rychlosti světla, je tento proces velmi rychlý, asi (10^{-16} - 10^{-14}) s.

Fyzikálně-chemické stadium:

V tomto stadiu dochází k sekundárním fyzikálně-chemickým procesům, vzniklé ionty interagují s molekulami a dochází k disociaci molekul za vzniku volných radikálů. Z vodních molekul vznikají vodíkové kationy H^+ a hydroxilové aniony OH^- a nestabilní produkty schopné oxidace H_2O_2 a HO_2 . taktéž tento proces je velmi rychlý, netrvá déle než (10^{-14} - 10^{-10}) s.

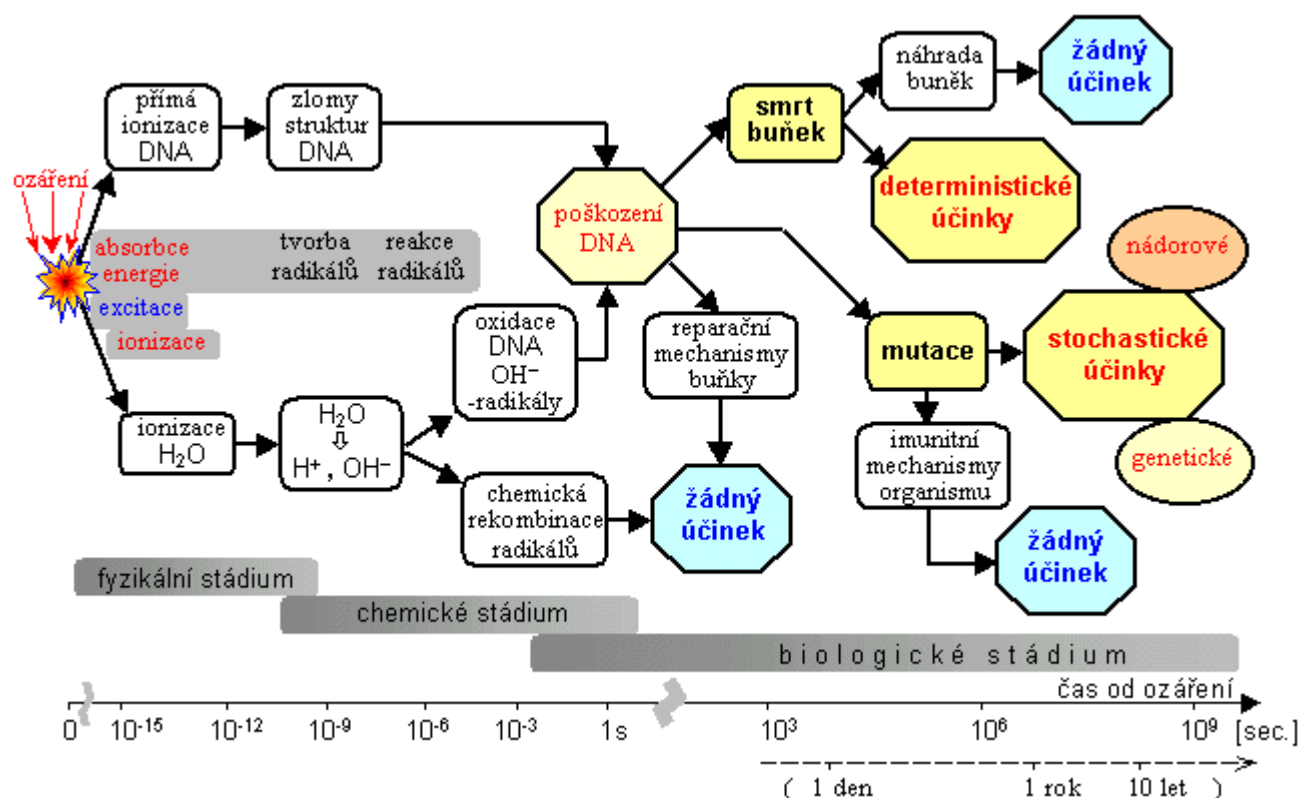
Chemické stadium:

Produkty předchozího stadia reagují s důležitými organickými molekulami (DNA, RNA, proteiny, enzymy) a mění jejich složení a funkci. Nejznámější je patrně poškození šroubovice DNA, kdy může dojít buď ke zlomu jednoho vlákna, nebo k přerušení obou vláken molekuly DNA. Dále mohou vznikat atypické spoje mezi vlákny a další nežádoucí chemické změny. Chemické stadium má různou dobu

trvání v závislosti na době transportu reaktivních složek z místa vzniku do místa lokalizace napadené živé molekuly od asi tisícín sekundy až po jednotky sekund.

Biologické stadium:

Molekulární změny v biologicky důležitých látkách mohou vyústit ve funkční a morfologické změny, které se mohou projevit pouze v buňkách nebo orgánech tak i v organismu jako celku. Biologické stadium se může projevit již po několika desítkách minut (např. nemoc z ozáření při velmi vysokých dávkách) ale může mít i jistou dobu latence, která může trvat i několik desítek let.[16]



Obrázek č. 4.1 Schematické znázornění významných procesů a jejich časové posloupnosti při účincích ionizujícího záření na živou tkáň [16.]

Pozn.: Měřítka na časové ose je v zásadě logaritmické, avšak v některých úsecích je poněkud upraveno tak, aby bylo možno přehledně zakreslit jednotlivé děje.

4.2 Deterministické účinky

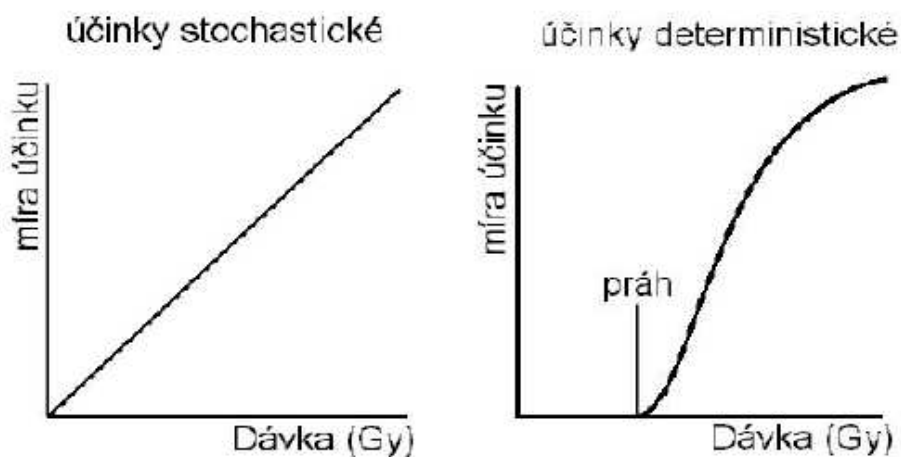
Většina orgánů a tkání těla zůstává nedotčena i při ztrátě podstatného počtu buněk, je-li ovšem jejich ztráta patřičně velká, bude poškození projevující se narušením tkáňové funkce pozorovatelné. Pravděpodobnost vyvolání takového poškození bude v oblasti malých dávek nulová, avšak nad určitou úroveň dávky (prahem) bude prudce stoupat. Nad úroveň prahu také intenzita poškození bude vzrůstat s dávkou. Tento typ účinku je označován jako deterministický.



Obrázek 4.2 Akutní a chronická dermatitida po ozáření několika Gy

4.3 Stochastické účinky

Naproti tomu nemusí existovat žádný práh absorbované dávky pro iniciaci některých zhoubných biologických změn. Následkem toho i malé absorbované dávky v tkáních mohou zvýšit riziko rakoviny a malé absorbované dávky v gonádách mohou vyvolat mutace nebo chromozomální změny potenciálně schopné způsobit dědičná poškození u potomstva ozářených osob. Tyto typy účinků se označují jako stochastické, tj. pravděpodobnost jejich účinku vzrůstá s absorbovanou dávkou, zatímco intenzita účinků je na dávce nezávislá. Při plánování radiační ochrany se proto předpokládá, že existence prahu absorbované dávky je vzhledem ke stochastickým účinkům nepravděpodobná, a že každý přírůstek absorbované dávky může přinášet riziko.



Obr 4.3 Stochastické a deterministické účinky záření

5. DOZIMETRIE RTG ZÁŘENÍ

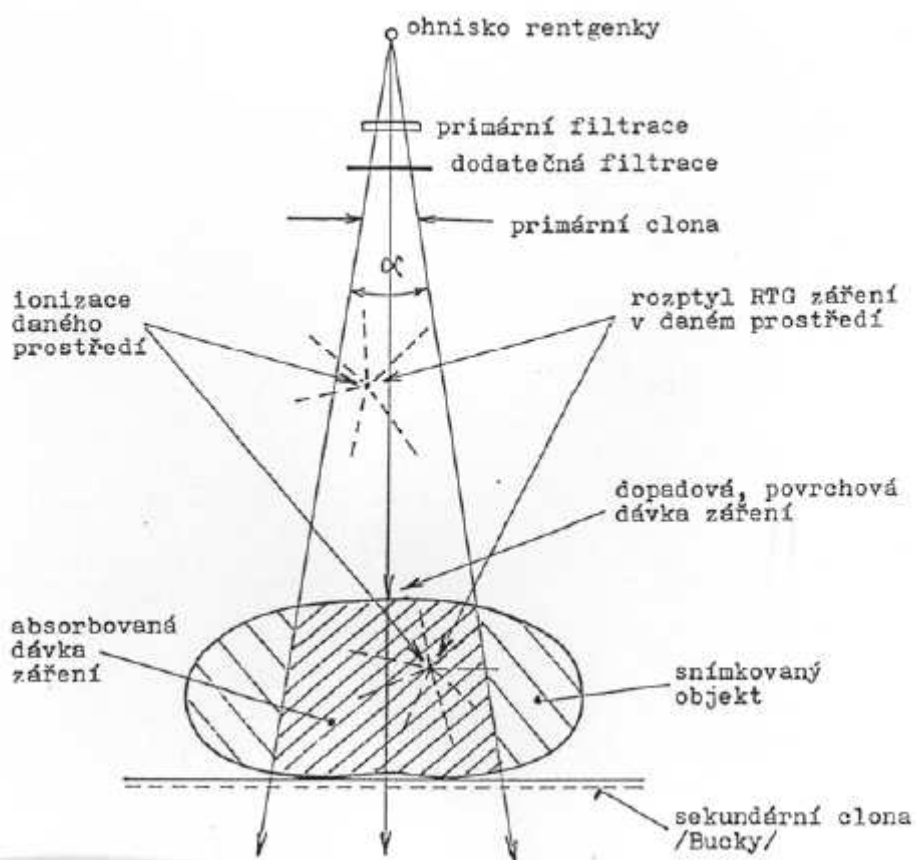
Úkolem dozimetrie je měření a sledování dávek záření ve sledovaném prostředí. V našem případě se především jedná o dozimetrii ionizujícího záření v RTG pásmu pro medicínu. Na následujícím obrázku je znázorněno zjednodušeně rozložení záření v prostoru RTG přístroje při snímkování.

Je třeba si uvědomit, že spektrum fotonové energie /keV/ se postupně mění v řetězci:

- za ohniskem rentgenky
- primární filtrace
- přídatná filtrace
- ionizací vzduchu a ve snímkaném objektu – objekt sám působí jako filtr
- fotonové energie – podložka objektu.

Na receptor tedy dopadá jiné spektrum keV, než které vychází ze zdroje /rentgenky/.

Z obrázku 5.1. je patrné, jakou důležitou roli hraje úhel α , tj. rozevření primární clony, nebo-li vylonění primárního RTG svazku, tak aby byla zobrazena jen potřebná část tkáně a nic více. Čím menší úhel α , tím menší ionizace a rozptyl, tím menší ohrožení pacienta a obsluhujícího zdravotnického personálu. Tady taky hraje významnou roli i možnost komprese snímkaného objektu, pokud je to možné.



Obrázek 5.1. Rozložení záření v prostoru rtg přístroje [19]

6. KAP – METR

KAP-metr poskytuje kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba a ve světě je používán již mnoho let. Poprvé byl použit roku 1964 v U.S.A. pro výzkum ozáření X-paprsky. Obhájci KAP-metrů tvrdí, že KAP-metr je lepší indikátor rizika než vstupní povrchová dávka samotná, protože KAP-metr zahrnuje vstupní povrchovou dávku a velikost pole. Ukázalo se, že KAP-metr koreluje velmi dobře s celkovou energií sdělenou pacientovi, která se vztahuje k efektivní dávce a tak i celkovému riziku nádoru (rakoviny).

Je několik problémů s použitím KAP hodnoty. Uspořádání KAP-metru může zanechat zkreslení do hodnoty KAP. Například, když je mezi měřidlo a pacienta vložen nějaký materiál, pacient dostává méně než co je zobrazeno KAP hodnotou. Pro postelové skiaskopické systémy to může být např. podložka pro pacienta.

Následně tedy použití KAP hodnoty k odhadu vstupní povrchové dávky a kožní dávky je velmi složité a mělo by být prováděno pouze kvalifikovaným lékařským fyzikem. To platí zvláště pro skiaskopii se změnami směru paprsku, vzdálenosti ohnisko kůže a velikostí pole.

6.1 Kalibrace a ověřování v ČR

Jedná se o metrologické způsoby zabezpečení měřidla. V případě stanovených měřidel je správnost zajišťována ověřováním, které provádí ČMI nebo státem autorizovaná metrologická střediska. Kalibraci zabezpečuje uživatel a tam, kde není legální požadavek, tak by doba mezi kalibracemi neměla překročit 2 roky. KAP-metry lze jen obtížně kalibrovat a udržovat. Velké změny v odezvě KAP-metru se mohou přihodit vlivem stárí, zvláště pokud je KAP-metr nastaven na faktor zeslabení podložky pacienta.

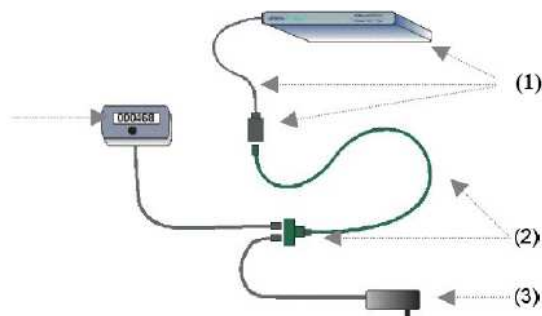
6.1.1 Veličiny ovlivňující naměřené hodnoty KAP-metru

Při měření ovlivňuje výsledky mnoho faktorů

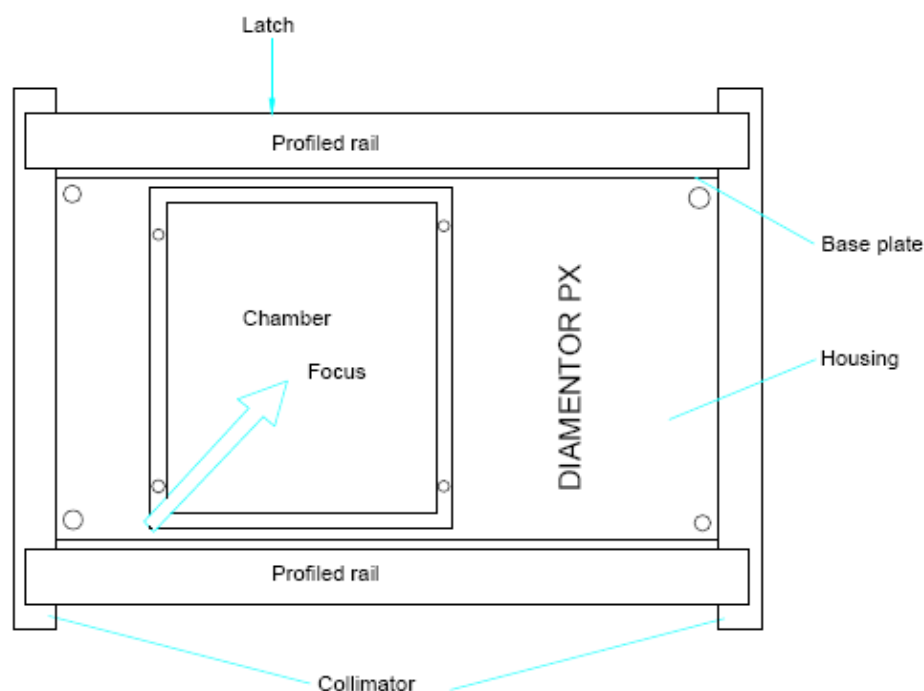
| Ovlivňující veličina | $\pm L/\%$ |
|---------------------------------------|------------|
| – Vlastní chyba $N_{K,Q}$ | 5 |
| – Rozdílný kalibrační a měřený svazek | 5 |
| – Kermová rychlost | 2 |
| – Směrová závislost | 3 |
| – Tlak vzduchu | 2 |
| – Teplota a vlhkost | 3 |
| – Elektromagnetická kompatibilita | 5 |
| – Velikost pole / homogenita | 3 |
| – Napětí na přístroji | 2 |
| – Dlouhodobá stabilita | 2 |

6.2 Teoretický rozbor konstrukce a funkce KAP-metru

Klasický KAP-metr je složen z 1 -ionizační komory, 2 -kabel, 3 –napájení a displeje viz obr2. V některých případech je součástí tiskárna, která umožňuje tisk naměřených hodnot.



Obrázek 6.1 Přístroj pro měření plošné kerry a dávkového příkonu [12]

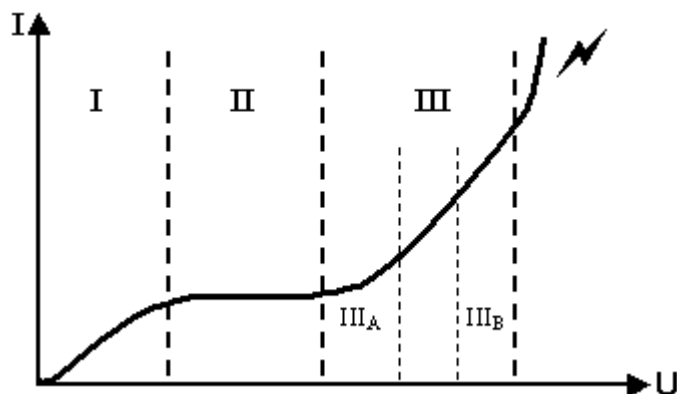


Obrázek 6.2 Popis umístění ionizační komory [12]

6.3 Ionizační komora

Ionizační komory jsou nejjednodušší detektory ionizujícího záření. Využívají základní vlastnosti ionizujícího záření – schopnosti ionizovat látku. Ionizační komora se skládá ze dvou elektrod, mezi kterými je lehce ionizovatelný plyn (nejčastěji inertní vzácné plyny) a jsou zapojeny do el.obvodu s vysokým napětím (50-300V nebo 600–1000 nebo 1000-1200 V). Jelikož je plyn mezi elektrodami nevodivý, tak v případě že detektor není vystaven záření, obvodem neprotéká žádný proud. Vystavíme-li však detektor ionizujícímu záření, pak částice, které vletí do prostoru mezi elektrodami začnou z elektronových obalů atomů plynu vyrážet elektrony a tím je měnit na kladné ionty. Vyražené elektrony okamžitě začnou putovat ke kladné anodě, kladné ionty k záporné katodě. Obvodem začne protékat

velmi slabý proud (10^{-16} až 10^{-9} A) způsobený ionizací plynu mezi elektrodami. Tento proud je přímo úměrný napětí mezi elektrodami a intenzitě dopadajícího ionizačního záření.



Obrázek 6.3 Závislost ionizačního proudu I na napětí mezi elektrodami U při stejném proudu kvant ionizujícího záření.

I. Oblast Ohmova zákona – ionty vznikající ionizací spolu opět rekombinují, přičemž pravděpodobnost rekombinace klesá s rostoucí rychlostí iontů (elektrony a ionty jsou od sebe elektricky "odháněny" opačným směrem), tj. s rostoucím napětím na elektrodách. Proto ionizační proud roste přibližně úměrně s napětím, podobně jako v běžných elektrických obvodech podle Ohmova zákona. Tato oblast se pro detekci záření nepoužívá.

II. Oblast nasyceného proudu – ionty se pohybují vlivem silnějšího elektrického pole natolik rychle, že nestačí zrekombinovat a všechny se účastní vedení proudu. Ionizační proud je proto nezávislý na napětí (sekundární ionty ještě nevznikají), závisí pouze na intenzitě záření (tu jsme si zde však stanovili konstantní). V tomto oboru pracují ionizační komory.

III. Oblast nárazové ionizace – primární ionty (vyvolané zářením) jsou silným elektrickým polem urychlovány natolik, že vytvářejí další sekundární ionty nárazem na neutrální atomy či molekuly plynu. V počáteční části této oblasti (IIIA) je počet sekundárních iontů přímo úměrný počtu primárních iontů vyvolaných zářením. V této oblasti pracují proporcionální detektory. Při ještě vyšším napětí – oblast IIIB na křivce – je sekundární ionizace nárazem již tak intenzivní, že dochází k lavinovitému množení elektronů a iontů (k mikrovýboji) – v této oblasti pracují Geiger-Mullerovy detektory.

Proces předání energie záření orbitálním elektronům je velmi složitý. Průměrná energie W_i je dána vztahem

$$T = W_i \cdot N_i \quad (10)$$

Energie potřebná k vytvoření jednoho páru elektron – iont je energeticky závislá veličina, při nízkých energiích roste podíl excitačních ztrát a subexcitačních energií podle rovnice energetické rovnováhy:

$$T = N_i \cdot \bar{E}_i + N_{ex} \cdot \bar{E}_{ex} + N_i \cdot \bar{E}_{se}, \quad (11)$$

kde T je kinetická energie částice vstupující do látky, N_i je počet iontových párů které vytvoří až do svého úplného zabrzdění, E_i je střední energie spotřebovaná na vytvoření ionizovaného atomu, N_{ex} je počet excitovaných atomů, E_{ex} je střední

energie spotřebovaná k vytvoření excitovaného atomu, E_{se} je střední energie subexcitačního atomu.

Pro vzduch je $W_i = 35\text{eV}$

| | | W_i (eV) | |
|----------------------|----------------------------------|--|-------------------------------|
| Plyn | elektrony $T > 10\text{ keV}$ | částice α $T = 5,3\text{ MeV}$ | Protony $T > 1\text{ MeV}$ |
| CH_4 | $27,3 \pm 0,3$ | $29,1 \pm 0,1$ | $30,5 \pm 1,0$ |
| H_2 | $36,5 \pm 0,3$ | $36,2 \pm 0,2$ | $36,2 \pm 1,5$ |
| N_2 | $34,8 \pm 0,2$ | $36,4 \pm 0,1$ | $36,5 \pm 1,5$ |
| O_2 | $30,8 \pm 0,4$ | $32,3 \pm 0,1$ | $31,5 \pm 2,0$ |
| H_2O | $29,6 \pm 0,3$ | $37, \pm 0,6$ | - |
| CO_2 | $33,0 \pm 0,7$ | $34,1 \pm 0,1$ | $34,5 \pm 1,5$ |
| Ar | $25,7 \pm 0,9$ | $26,3 \pm 0,1$ | $27,0 \pm 1,0$ |
| vzduch | $33,85 \pm 0,15$ | $34,98 \pm 0,05$ | $36,0 \pm 0,4$ |

Tabulka č. 6.1 Hodnoty střední energie ionizace W_i pro některé plyny

Nosiče náboje, které vzniknou v důsledku ionizace vykonávají pohyb ve směru který je závislý na orientaci vektoru intenzity elektrického pole E . Rychlosti pohybu elektronů, v_e a iontů v_i jsou dány vztahy:

$$v_e = -\mu_e \frac{E}{P}, \quad (12)$$

$$v_i = \mu_i \frac{E}{P}, \quad (13)$$

kde P je tlak plynu v komoře. Pohyblivost konstanty μ_e a μ_i jsou závislé na poměru: E/P .

Elektron má asi 10^3 krát větší pohyblivost než iont, což má velký vliv na tvar konečného impulsu odcházejícího z komory. Tento impuls je tvořen ze dvou částí, první část tvořená z elektronů určuje především počátek impulsu, kdežto druhá část složená z podstatně pomalejších iontů má vliv na tvar délku a impulsu. Druhá, iontová část signálu je podstatně delší než první elektronová.

Protože je ionizační proud protékající obvodem velmi malý, mají ionizační komory malou citlivost a nejsou vhodné pro detekci velmi malých dávek záření. Naopak, jejich velkou výhodou je lineární závislost proudu na ionizačním záření i při jeho velkých intenzitách. Nejčastější použití ionizační komory je v **dozimetrii** pro měření dávky ionizujícího záření.

Ionizační komory se dělí podle toho, jestli pracují v integrálním nebo impulsním režimu. U komor pracujících v integrálním režimu měříme střední hodnotu ionizačního proudu, který je přímo úměrný celkové ionizaci plynové náplně detektoru. U impulsních ionizačních komor se vyhodnocují přímo jednotlivé impulsy, které odpovídají jednotlivým interakcím částic s obsahem komory.

6.4 Proudové ztráty způsobené rekombinací, přenos náboje mezi ionty

Všechny atomy a molekuly plynů jsou neustále v tepelném pohybu. Tento pohyb je charakterizován střední volnou dráhou, která za normálních podmínek činí $10^{-6} - 10^{-8}$ m. Volné elektrony a ionty se tohoto pohybu také účastní a mají tendenci difundovat ve směru klesající koncentrace nábojů stejného druhu. Existuje mnoho různých typů srážek, pro plynové detektory jsou však důležité jen některé. Když se srazí kladný iont s neutrální molekulou, tak může dojít k přenosu náboje. Při srážce elektron neutrální molekuly může přejít na kladný iont a ten se stane neutrální molekulou. Původně neutrální molekula se tak stane kladným iontem. Takový přenos náboje je velmi důležitý u plynových detektorů, které jsou plněny směsí různých plynů obsahujících více druhů různých molekul. Důsledkem toho je přenesení veškerého kladného náboje na plyn s nejnižší ionizační energií.

Další případ může nastat, když volný elektron z původně vytvořeného iontového páru je zachycen neutrální molekulou a vytvoří tak záporný iont. Takovýto záporný iont se chová podobně, jako původní iont kladný, odlišuje se od něj pouze znaménkem svého náboje. Takovéto vlastnosti mají zejména kyslík, vodní páry, halogeny, NH_3 , HCl , a SiF_4 . Ve směsích, které obsahují tyto látky, se volné elektrony velmi rychle slučují s neutrálními molekulami a dochází k přeměně na záporné ionty. Dusík, vodík, metan, a vzácné plyny mají velmi nízký koeficient zachytu elektronu a elektron v nich nemá tendenci slučovat se s neutrálními molekulami.

Záporné ionty mohou také vznikat nárazy neutrálních atomů na kovové povrchy. Má-li záporný iont vazbovou energii elektronu větší než je výstupní práce elektronu z kovu potom je pravděpodobnost vzniku tohoto procesu velmi vysoká. V praxi se však tento proces uplatňuje pouze při provozu komory při vysokých teplotách a nevhodném materiálu katody.

6.4.1 Difuze

Ionizační proud, komorou pracující v saturované oblasti v proudovém (integrálním) režimu je roven počtu nezrekombinovaných iontových párů vytvořených v objemu komory za jednotku času.

I když bude produkce iontových párů konstantní, nebude to platit o objemové hustotě nábojů, ta je totiž funkcí vzdálenosti od záporné elektrody. Nejvyšší hustota kladných nábojů je u katody, u anody je nulová. Obráceně je tomu u záporných nábojů. Důsledkem tohoto koncentračního gradientu je difuze. Ta probíhá ve směru klesajícího gradientu a způsobuje pohyb nábojů proti směru, kterým se pohybují vlivem elektrického pole. Tím se snižuje proud komorou.

Relativní ztráty proudu deskovou komorou způsobené difuzí jsou popsány vztahem:

$$(\Delta i_k / i_k)_{dif} = -\Theta kT / (eU_N) , \quad (14)$$

Θ je poměr střední energie iontů s a bez elektrického pole,
k.....Boltzmanova konstanta,
T.....absolutní teplota,
 U_N napájecí napětí komory,
e.....náboj elektronu

Velikost difuzních ztrát saturovaného proudu závisí na poměru střední energie iontů v elektrickém poli a bez něj. Ionty mají tento poměr lehce větší než jedna a ztráty bývají obvykle zanedbatelné. V případě, že nesou záporný náboj volné elektrony, může tato hodnota dosahovat až několika set a ztráty způsobené difuzí elektronů již mohou být vysoké.

Protože hodnota střední energie iontů Θ má tendenci blížit se k určité saturované velikosti v závislosti na rostoucím napětí na elektrodách komory, je zvyšování tohoto napětí nejjednodušší cestou ke snižování ztrát způsobených difuzí. Tento způsob má rovněž pozitivní vliv i na velikost ztrát způsobených rekombinací.[15]

6.5 Základní technické parametry KAP-metru

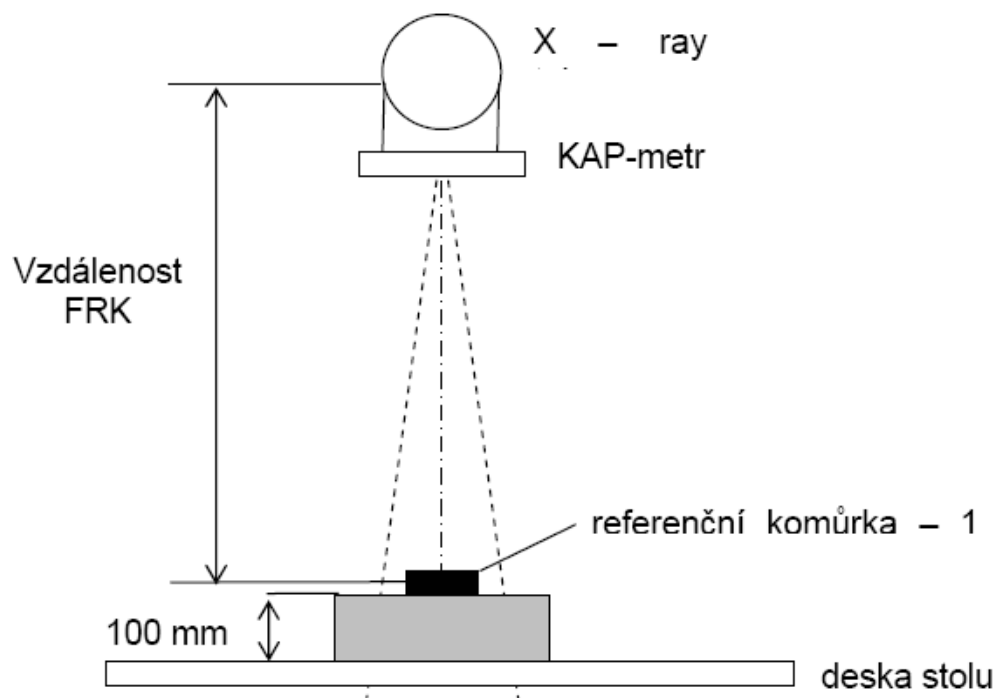
| | | |
|---|---------|------------------------------------|
| Zahřívací perioda | | 15 min |
| Reprodukovatelnost | | < 1% |
| Rozsah kV | | 40 – 150 kV |
| Energetická závislost (vztaženo k 100 kV) | | $\pm 8\%$ |
| Rozsah měření dávkového příkonu | | |
| | Minimum | $0,01 \mu\text{Gy m}^2 / \text{s}$ |
| | Maximum | $4000 \mu\text{Gy m}^2 / \text{s}$ |
| Expoziční čas | | 0,01 s |
| Přesnost měření kermy | | $0,01 \mu\text{Gy m}^2$ |
| Maximální kerma | | $99\,999\,999,99 \mu\text{Gy m}^2$ |
| Linearita | | Lepší než $\pm 2\%$ |

Tabulka č. 6.2 Základní technické parametry KAP-metru [13]

6.6 Teoretický popis kalibrace

Postup kalibrace KAP-metru byl konzultován na ČMI a SÚRO v souladu s návody k obsluze jednotlivých typů rtg přístrojů:

- instalace KAP – metru na rtg přístroj.
- detektor dozimetrického přístroje Radcal umístit do centrální osy svazku na polystyrénovou desku tl. 100 mm položenou na desku stolu,
- nastavit pole v rovině detektoru na 10x10 cm,
- pro klinicky používaná napětí (cca po 10 kV) a používané filtrace provést 3 měření při cca 20 mAs,
- zaznamenat výsledek KAP metru a referenčního dozimetru,
- vyjmout KAP metr a zjistit rozměr ozářeného pole
 - pomocí filmu, maximální OD by neměla převýšit 0,5; plocha se stanoví v úrovni 50% maximální OD,
 - pro digitální systémy – provede se soft copy, plocha se stanoví v úrovni 50% maximální OD.



Obrázek č. 6.4 Sestava pro provedení kalibrace

Vyhodnocení kalibrace:

Při provádění kalibrace KAP-metru je postupováno podle Code of Practice [12]. Kalibrační koeficient N se vypočte shodně pro konfiguraci RTG nad i pod stolem. Korekce na kvalitu svazku nebyla prováděna. Měření in situ jsou prováděna pro v praxi používané parametry napětí a filtrace na daných RTG přístrojích. Pak zjednodušená rovnice pro výpočet kalibračního koeficientu je:

$$N = \frac{M^{ref}}{M^{KAP}} A \quad (15)$$

kde

M^{ref} - odezva dozimetru Radcal v mikroGy

M^{KAP} - odezva KAP-metru v mikroGy²

A - velikost plochy v rovině detektoru v m².

6.7 Praktické provedení kalibrace KAP

V rámci praktické části byly provedeny kontrolní kalibrace u různých typů rtg přístrojů. Měření probíhalo především ve Fakultní nemocnici Brno, Urazové nemocnici v Brně a Masarykově onkologickém ústavu v období od 12.11. – 15.12.2007.

6.7.1 Siemens

| | |
|--|---|
| Pracoviště: | Fakultní nemocnice Brno, Pracoviště medicíny dospělého věku |
| Klinika: | Radiologická |
| Rtg přístroj: | Siregraph CF, Siemens, rok výroby 1996, v.č. 03132 rentgenové zařízení skiagraficko - skiaskopické |
| ZDS: | 026/06 ze dne 27.3.2006 |
| Filtrace: | 1 / 3 mm Al |
| Datum měření: | 13.11.2006 |
| Ref. dozimetr | Radcal 9015, v.č. 91-0257 ionizační komorou 10X5-60, v.č. 9633 |
| KAP-metr | Kerma plus, model 120-131, série 03G30302 |
| Strany radiačního pole změřené v rovině detektoru: | a = 14,2 cm, b = 12,2 cm |
| Plocha v rovině detektoru: | A = 0,0173 m ² |
| Vzdálenost ohnisko-rovina detektoru Radcal: | 98 cm |
| Elektrické množství: | 20 mAs |

| Napětí kV | Radcal M^{ref} (μGy) | | | | KAP-metr M^{KAP} (μGym ²) | | | | Kalibrační koef. N |
|--------------|------------------------|----------|----------|--------|---|----------|----------|--------|-----------------------|
| | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | |
| 40 | 62,0 | 61,9 | 61,8 | 61,9 | 1,0 | 1,0 | 1,1 | 1,0 | 1,04 |
| 50 | 151 | 151 | 151 | 151 | 2,8 | 2,7 | 2,7 | 2,7 | 0,96 |
| 60 | 271 | 272 | 272 | 271 | 4,9 | 4,9 | 4,9 | 4,9 | 0,96 |
| 70 | 417 | 416 | 416 | 416 | 7,4 | 7,5 | 7,4 | 7,4 | 0,97 |
| 80 | 612 | 614 | 612 | 613 | 10,6 | 10,6 | 10,6 | 10,6 | 1,00 |
| 90 | 797 | 797 | 797 | 797 | 13,4 | 13,3 | 13,4 | 13,4 | 1,03 |
| 99 | 1002 | 1002 | 1002 | 1002 | 16,2 | 16,3 | 16,3 | 16,3 | 1,07 |

Tabulka č. 6.3 Hodnoty kalibrace (Siregraph CF)

Pro všechna napětí je pro danou kvalitu svazku naměřena odchylka do 7 %.

6.7.2 G.E. Medical systems S.A.

| | |
|--|---|
| Pracoviště: | Fakultní nemocnice Brno, Pracoviště medicíny dospělého věku |
| Klinika: | Radiologická |
| Rtg přístroj: | Definium 8000, GE, rok výroby 2005, v.č. 75728WG6 rentgenové zařízení skiagrafické, přímá digitalizace |
| ZDS: | OLE060516-63G ze dne 16.5.2006 |
| Filtrace: | 1,1 mm Al + systém clon |
| Datum měření: | 17.11.2006 |
| Ref. dozimetr | Radcal 9015, v.č. 91-0257 ionizační komorou 10X5-60, v.č. 9633 |
| KAP-metr | Kerma plus, model 120-131, série 06G70502 |
| Strany radiačního pole změřené v rovině detektoru: | a = 11 cm, b = 11,3 cm |
| Plocha v rovině detektoru: | A = 0,0124 m ² |
| Vzdálenost ohnisko-rovina detektoru Radcal: | 89 cm |
| Elektrické množství: | 20 mAs |

| Napětí | Radcal M^{ref} (μGy) | | | | KAP-metr M^{KAP} (μGym^2) | | | | Kalibrační |
|--------|-------------------------------------|----------|----------|--------|--|----------|----------|--------|------------|
| | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | |
| 40 | 294,1 | 294,8 | 295,0 | 294,6 | 3,2 | 3,2 | 3,3 | 3,2 | 1,13 |
| 50 | 558,4 | 559,0 | 558,7 | 558,7 | 6,3 | 6,3 | 6,3 | 6,3 | 1,10 |
| 60 | 860,0 | 860,0 | 862,0 | 860,7 | 8,4 | 8,4 | 8,4 | 8,4 | 1,27 |
| 70 | 1181,0 | 1185,0 | 1183,0 | 1183,0 | 12,3 | 12,3 | 12,3 | 12,3 | 1,19 |
| 81 | 1538,0 | 1539,0 | 1538,0 | 1538,3 | 17,4 | 17,5 | 17,5 | 17,5 | 1,09 |
| 90 | 1922,0 | 1925,0 | 1925,0 | 1924,0 | 27,1 | 27,2 | 27,3 | 27,2 | 0,88 |
| 100 | 2336,0 | 2337,0 | 2338,0 | 2337,0 | 30,6 | 30,7 | 30,6 | 30,6 | 0,95 |
| 110 | 2769,0 | 2766,0 | 2769,0 | 2768,0 | 35,8 | 35,8 | 35,8 | 35,8 | 0,96 |
| 120 | 3212,0 | 3214,0 | 3211,0 | 3212,3 | 37,4 | 37,6 | 37,5 | 37,5 | 1,06 |

Tabulka č. 6.4 Hodnoty kalibrace (Definium 8000)

Pro všechna napětí je pro danou kvalitu svazku naměřena odchylka do 27 %.

6.7.3 Philips Česká republika, s.r.o.

| | |
|--|--|
| Pracoviště: | Úrazová nemocnice v Brně |
| Oddělení: | Oddělení zobrazovacích metod |
| Rtg přístroj: | Easy Diagnost Eleva, Philips, rok výroby 2005, v.č. SN 054338 rentgenové zařízení angiografické |
| ZDS: | 049/05 ze dne 21.12.2005 |
| Filtrace: | 3,2 mm Al + systém clon |
| Datum měření: | 23.11.2006 |
| Ref. dozimetr | Radcal 9015, v.č. 91-0257 ionizační komorou 10X5-60, v.č. 9633 |
| KAP-metr | PTW Diamentor PX , v.č. 34567G21 |
| Strany radiačního pole změřené v rovině detektoru: | a = 10,5 cm, b = 11,3 cm |
| Plocha v rovině detektoru: | A = 0,0119 m ² |
| Vzdálenost ohnisko-rovina detektoru Radcal: | 90 cm |
| Elektrické množství: | 20 mAs |

| Napětí | Radcal M^{ref} (μGy) | | | | KAP-metr M^{KAP} (μGym^2) | | | | Kalibrační |
|--------|-------------------------------------|----------|----------|--------|--|----------|----------|--------|------------|
| | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | |
| 40 | 218 | 218 | 218 | 218 | 2,4 | 2,4 | 2,3 | 2,4 | 1,09 |
| 50 | 408 | 413 | 411 | 411 | 4,8 | 4,8 | 4,8 | 4,8 | 1,01 |
| 60 | 645 | 644 | 646 | 645 | 7,6 | 7,6 | 7,6 | 7,6 | 1,01 |
| 70 | 902 | 902 | 907 | 904 | 10,4 | 10,5 | 10,6 | 10,5 | 1,02 |
| 80 | 1232 | 1234 | 1234 | 1233 | 13,9 | 13,9 | 13,9 | 13,9 | 1,05 |
| 90 | 1507 | 1513 | 1522 | 1514 | 16,6 | 16,6 | 16,8 | 16,7 | 1,08 |
| 100 | 1866 | 1861 | 1866 | 1864 | 19,9 | 19,8 | 19,9 | 19,9 | 1,11 |

Tabulka č. 6.5 Hodnoty kalibrace (Easy Diagnost Eleva)

Pro všechna napětí je pro danou kvalitu svazku naměřena odchylka do 11 %.

6.7.4 Baccara Paladio

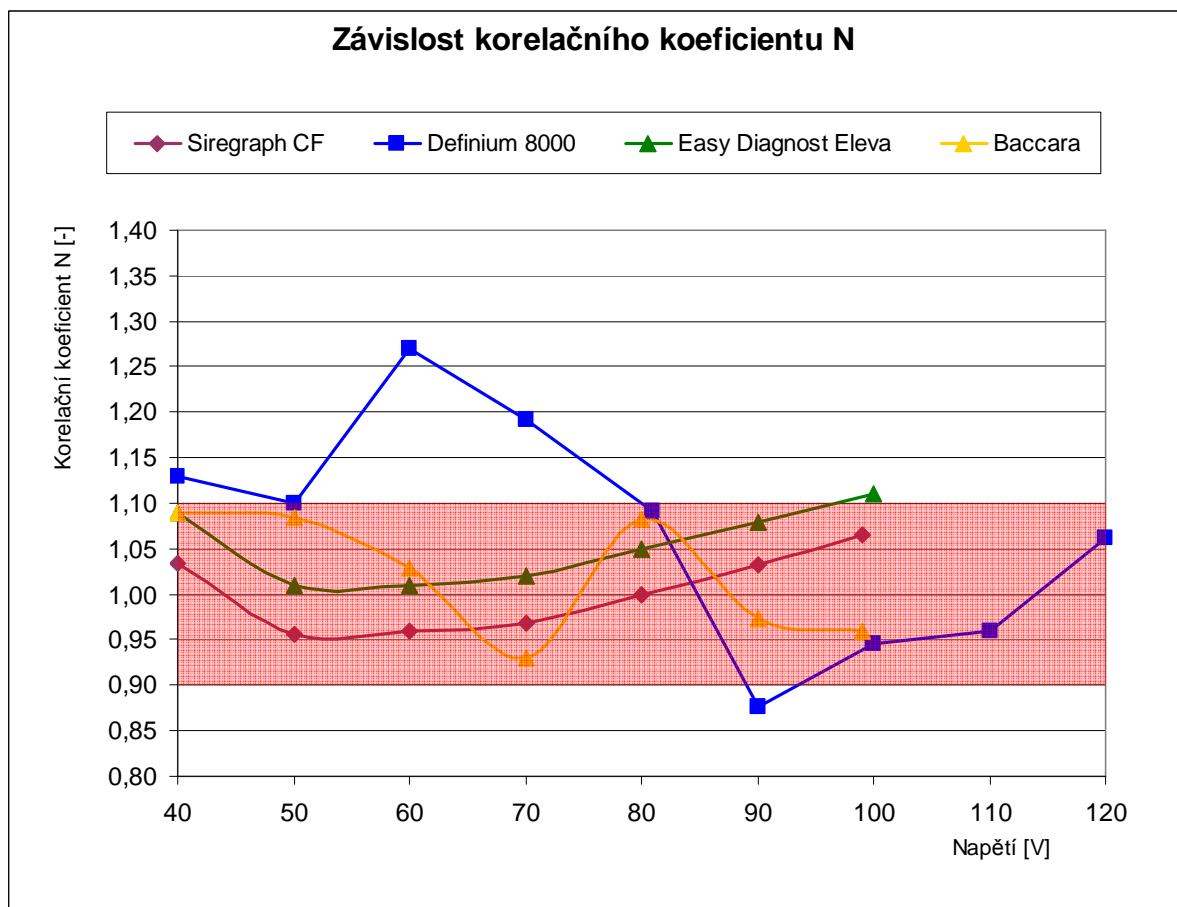
| | |
|--|---|
| Pracoviště: | Masarykův onkologický ústav |
| Oddělení: | Radiologie |
| Rtg přístroj: | Baccara Paladio, Apelen, rok výroby 2006, v.č. SNJ0680225 rentgenové zařízení skiaskopicko -skiagrafické |
| ZDS: | OLE061115-01S ze dne 15.6.2006 |
| Filtrace: | 3,24 mm |
| Datum měření: | 14.12.2007 |
| Ref. dozimetr | Radcal 9015, v.č. 91-0257 ionizační komorou 10X5-60, v.č. 9633 |
| KAP-metr | Kerma plus, model VacuKAP 2004 OEM |
| Strany radiačního pole změřené v rovině detektoru: | a = 12,8 cm, b = 11,4 cm |
| Plocha v rovině detektoru: | A = 0,0146 m ² |
| Vzdálenost ohnisko-rovina detektoru Radcal: | 100 cm |
| Elektrické množství: | 20 mAs |

| Napětí | Radcal M^{ref} (μGy) | | | | KAP-metr M^{KAP} (μGym ²) | | | | Kalibrační |
|--------|------------------------|----------|----------|--------|---|----------|----------|--------|------------|
| kV | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | měř. č.1 | měř. č.2 | měř. č.3 | průměr | koef. N |
| 40 | 245,0 | 248,0 | 246,0 | 246,3 | 3,3 | 3,3 | 3,3 | 3,3 | 1,09 |
| 50 | 484,0 | 483,0 | 488,0 | 485,0 | 6,6 | 6,5 | 6,5 | 6,5 | 1,08 |
| 60 | 723,0 | 726,0 | 720,0 | 723,0 | 10,2 | 10,4 | 10,2 | 10,3 | 1,03 |
| 70 | 1003,0 | 999,0 | 1006,0 | 1002,7 | 15,8 | 15,7 | 15,7 | 15,7 | 0,93 |
| 80 | 1388,0 | 1386,0 | 1388,0 | 1387,3 | 18,6 | 18,7 | 18,8 | 18,7 | 1,08 |
| 90 | 1658,0 | 1659,0 | 1659,0 | 1658,7 | 24,9 | 24,9 | 24,8 | 24,9 | 0,97 |
| 99 | 2134,0 | 2140,0 | 2138,0 | 2137,3 | 32,5 | 32,6 | 32,5 | 32,5 | 0,96 |

Tabulka 6.6 Hodnoty kalibrace (Bacara Palladio)

Pro všechna napětí je pro danou kvalitu svazku naměřena odchylka do 9 %.

6.8 Porovnání výsledků měření



Povolená tolerance korelačního koeficientu

Graf č. 6.1 Porovnání jednotlivých korelačních koeficientů

Na základě výsledků provedených kalibračních testů u rtg přístrojů obsahujících KAP-metr jsem zjistil, že v jednom případě byla překročena toleranční hranice $\pm 10\%$, a to o 17%. Vzhledem k tomu, že výsledné hodnoty budou využívány pro výpočet dávky na pacienta, tak KAP-metry spadají do kategorie stanovených měřidel a je nutné je pravidelně, minimálně jednou za 2 roky ověřovat. Problém ovšem nastává v praktickém provedení ověření. U některých rtg přístrojů lze KAP-metr jednoduše vyjmout, u jiných jsou zabudovány v kolimátoru rtg přístroje a ověření by muselo být provedeno přímo ve zdravotnickém zařízení. V současnosti jsou jejich vlastnosti ověřovány při zkoušce dlouhodobé stability, a to v rámci testu – indikátoru součinu kerry ve vzduchu a plochy, kde je však nastavena tolerance $\pm 25\%$, což je nepřijatelné.

7. VYUŽITÍ INDIKÁTORU PLOŠNÉ KERMY

7.1 Diagnostické referenční úrovně

K diagnostickým vyšetřením nejsou doporučeny žádné dávkové limity, pouze se klade důraz na použití dávkových referenčních hodnot jako návod pro optimalizaci ochrany při lékařských expozicích. Referenční hodnoty jsou poskytnuty pro vstupní povrchové dávky pacientovi standardních rozměrů pro každý typ snímkování. Vstupní povrchová dávka je vyjádřena jako absorbovaná dávka ve vzduchu (mGy) v místě, kde osa rentgenového svazku protíná povrch dospělého pacienta standardních rozměrů (tělesná hmotnost 70 kg) a zahrnuje zpětné rozptýlené záření.

Odvození referenčních hodnot dávky bylo provedeno ze souboru pozorování dávek v evropských nemocnicích v průběhu posledních deseti let. Referenční hodnoty byly stanoveny přibližně na hodnotě $\frac{3}{4}$ z tohoto souboru pozorování. Předpokládalo se, že pokud 75 % pracovišť je schopno úspěšně pracovat pod touto úrovní dávky, pak zbylých 25 % pracovišť by si mělo uvědomit, že nepracuje při optimálních podmínkách a mělo by zlepšit svoji techniku či svoje vybavení tak, aby dosáhlo úrovně dávky srovnatelné s ostatními pracovišti. [6]

7.1.1 Metodika výpočtu DRÚ

Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují ze středních dávek. Vzhledem k tomu, že DRÚ slouží k identifikaci pracovišť, vyšetřoven atd. s nevhodným zařízením nebo vyšetřovací technikou, musí být odstraněn vliv pacienta na variabilitu dávek. Za reprezentativní vzorek pacientů ke stanovení střední dávky na daném pracovišti ve skiografii, skiaskopii, výpočetní tomografii a v nukleární medicíně se považuje aspoň 10 dospělých pacientů blízkých standardnímu pacientovi. Průměrná hmotnost dospělého pacienta (muži a ženy dohromady) je blízká 70 kg. Proto by průměrná hmotnost pacientů vybraných pro stanovení střední hodnoty dávky na pracovišti měla být 70 ± 5 kg, přičemž pacienti s hmotností lišící se od 70 kg o více než 20 kg mají být vyloučeni vždy a pacienti lišící se od 70 kg o více než 10 kg mají být vyloučeni pro frekventovaná vyšetření [16]. Doporučení Evropské komise [17] uvádí pouze požadavek na výběr pacientů s hmotností 60 – 80 kg. V mamografii je potřeba 50 patientek nebo 10 patientek pro každou specifikovanou tloušťku komprimovaného prsu, v zubní intraorální radiodiagnostice stačí dávka pro standardní expoziční nastavení používané na pracovišti při vyšetření dospělého člověka.

Střední dávka se počítá jako aritmetický průměr z hodnot dávek jednotlivých pacientů. Tento způsob předpokládá normální rozdělení hodnot, v praxi je distribuce hodnot dávek spíše lognormální. U předpokládaného rozsahu výběru 10 jsou rozdíly mezi aritmetickým průměrem a geometrickým průměrem (odhad střední hodnoty u lognormální distribuce) nevýznamné.

MDRÚ se stanovuje jako aritmetický průměr distribuce středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Kontrola, zda střední dávky vyhovují MDRÚ, se děje na úrovni vyšetřovny, přístroje nebo lékařů, ne na úrovni individuálního pacienta. MDRÚ je třeba revidovat každý rok, ale s vědomím, že jejich hodnoty se nemusí

výrazně měnit (snižovat). Jednoroční interval revize MDRÚ je oprávněn díky předpokladu operativní obměny zařízení a vyšetřovacích technik na úrovni zdravotnického zařízení. Při výběru vyšetření, pro která má být na pracovišti stanovena MDRÚ, a také při stanovení hodnot MDRÚ se lze zpočátku řídit národními diagnostickými referenčními úrovněmi (NDRÚ). Poté se zvolená vyšetření a hodnoty upraví na základě každoroční analýzy dávek a potřeb zdravotnického zařízení. Je-li pro nějaký typ vyšetření stanovena NDRÚ, nemusí to nutně znamenat, že pro něj musí být na pracovišti MDRÚ a naopak [8].

Způsob stanovení přímo měřitelných veličin navržených pro vyjadřování DRÚ v radiodiagnostice a intervenční radiologii

Vstupní povrchová kerma K_e

Vstupní povrchová kerma je kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětně rozptýleného záření.

Pro jednotlivé typy vyšetření se K_e získá z protokolů zkoušek dlouhodobé stability a z údajů v provozním deníku. Na základě expozičních parametrů pro dané vyšetření (kV, mAs, OK) zaznamenaných v provozním deníku se provede přepočet vstupní povrchové kerry uvedené v protokolu ZDS následujícím způsobem (veličiny s indexem v se týkají vyšetření, veličiny s indexem ZDS se týkají ZDS):

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \cdot k_U \quad (15)$$

P_{It} ... součin expozičního času a proudu rentgenky (mAs)

k_U ... korekční faktor na napětí určený ze závislosti K_e na napětí rentgenky U změřené při ZDS

FSD ... vzdálenost ohnisko kůže (cm)

7.1.2 Přehled veličin pro výpočet DRÚ

| Název veličiny | Symbol [jednotka] | Význam | Zobrazovací modalita |
|--------------------------------|--------------------------|--|---|
| Vstupní povrchová kerma | K_e [Gy] | Kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu | Obecná skiografie (SG) |
| Dopadající kerma | K_i [Gy] | Kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu | Zubní intraorální skiografie |
| Součin kerry a plochy | PAK [Gy.m ²] | Integrál kerry ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k ose svazku | Obecná skiografie, skiaskopie, Zubní panoramatická skiografie (OPG) |

| | | | |
|--|--------------------|--|--------------------------------------|
| Součin kerry a délky | P_{KL} [Gy.m] | Integrál kerry ve vzduchu podél specifikované délky | Zubní panoramatická skiografie (OPG) |
| Součin kerry a délky pro CT | $P_{KL,CT}$ [Gy.m] | Integrál kerry ve vzduchu podél specifikované délky pro kompletní CT vyšetření | Výpočetní tomografie (CT) |
| Vážený kermový index výpočetní tomografie | C_w [Gy] | Vážený průměr kermových indexů výpočetní tomografie měřených ve středu a 10 mm pod povrchem CT fantomu | Výpočetní tomografie |
| Střední dávka v mléčné žláze | D_G [Gy] | Průměrná absorbovaná dávka v mléčné žláze | Mamografie |

Tabulka č. 7.1 Přehled veličin, ve kterých se v rentgenové diagnostice stanovují diagnostické referenční úrovně

7.2 Hodnocení rizika

Pro hodnocení celkového rizika z jednotlivých složek radiační zátěže obyvatelstva pocházejících z různých zdrojů ozáření se používá veličina radiační ochrany – efektivní dávka E s jednotkou sievert. Tato veličina umožňuje hodnotit míru závažnosti jakéhokoliv, i velmi nehomogenního, ozáření člověka. To je možné díky použití tzv. tkáňových váhových faktorů w_T , které stanovují míru závažnosti účinků vyvolaných ionizujícím zářením v určité tkáni nebo orgánu vzhledem k celkové závažnosti účinků při celotělovém ozáření. Současné hodnoty tkáňových váhových faktorů w_T jsou uvedeny v příloze č. 5 k Vyhlášce č.307/2002 Sb. ve znění pozdějších předpisů.

Efektivní dávka se stanoví ze vztahu $E = \sum_T W_T \cdot H_T$, (18)

jako součet násobků ekvivalentních dávek H_T v jednotlivých orgánech a tkáních a příslušných tkáňových váhových faktorů w_T . [13]

| Tkáň, orgán | Tkáňovýváhový faktor w_T |
|------------------------|--|
| Gonády | 0,20 |
| Červená kostní dřeň | 0,12 |
| Tlusté střevo | 0,12 |
| Plíce | 0,12 |
| Žaludek | 0,12 |
| Močový měchýř | 0,05 |
| Mléčná žláza | 0,05 |
| Játra | 0,05 |
| Jícen | 0,05 |
| Štítná žláza | 0,05 |
| Kůže | 0,01 |
| Povrchy kostí | 0,01 |
| Ostatní orgány a tkáně | 0,05 |

Tabulka č. 7. 2. Radiační váhové faktory pro jednotlivé orgány. [7]

Mezi ostatní orgány a tkáně patří: nadledvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus a děloha. Hlavní seznam obsahuje orgány, které mohou být s jistou pravděpodobností ozářeny selektivně. O některých z nich je známo, že mohou být citlivější ke vzniku nádoru.

Vyšší hodnota w_T znamená vyšší radiosenzitivitu orgánu či tkáně z hlediska stochastických účinků. Součet váhových faktorů příslušných jednotlivých orgánů a tkání je roven 1,0. Jinými slovy, váhové faktory vyjadřují podíl jednotlivých orgánů a tkání na celkovém počtu stochastických poškození při celotělovém ozáření. Zásadní výhodou efektivní dávky je možnost vyjádřit jediným číslem radiační zátěž organismu při nerovnoměrném ozáření, jež je typické pro všechna vyšetření pomocí ionizujícího záření. To usnadňuje porovnávání z hlediska radiační zátěže i tak rozdílných druhů vyšetření, jako je výpočetní tomografie a radionuklidové postupy v nukleární medicíně.

7.3 Způsob výpočtu dávky

Dávka obdržená při skiagrafii je vzhledem k dlouhým expozičním časům skiaskopického vyšetření zanedbatelná. Nadále budeme pro zjednodušení počítat pouze dávku obdrženou při skiaskopii. Navíc měřená veličina KAP je součet ze všech expozic, jak skiagrafických tak skiaskopických, tedy nepůjdou oddělit. Parametry zadávané do programu budou tedy jen pro jednu dlouhou expozici s celkovou hodnotou KAP.

Zaznamenávané parametry:

- P_{KA} z KAP-metru pro jednotlivá vyšetření
- Vzdálenost ohnisko-kůže [cm] a velikost pole na pacientovi [cm x cm]
- Indikované napětí rentgenky [kV]
- Popis vyšetření – vyšetřovaný orgán, či oblast
- Výška, hmotnost, věk a pohlaví pacienta

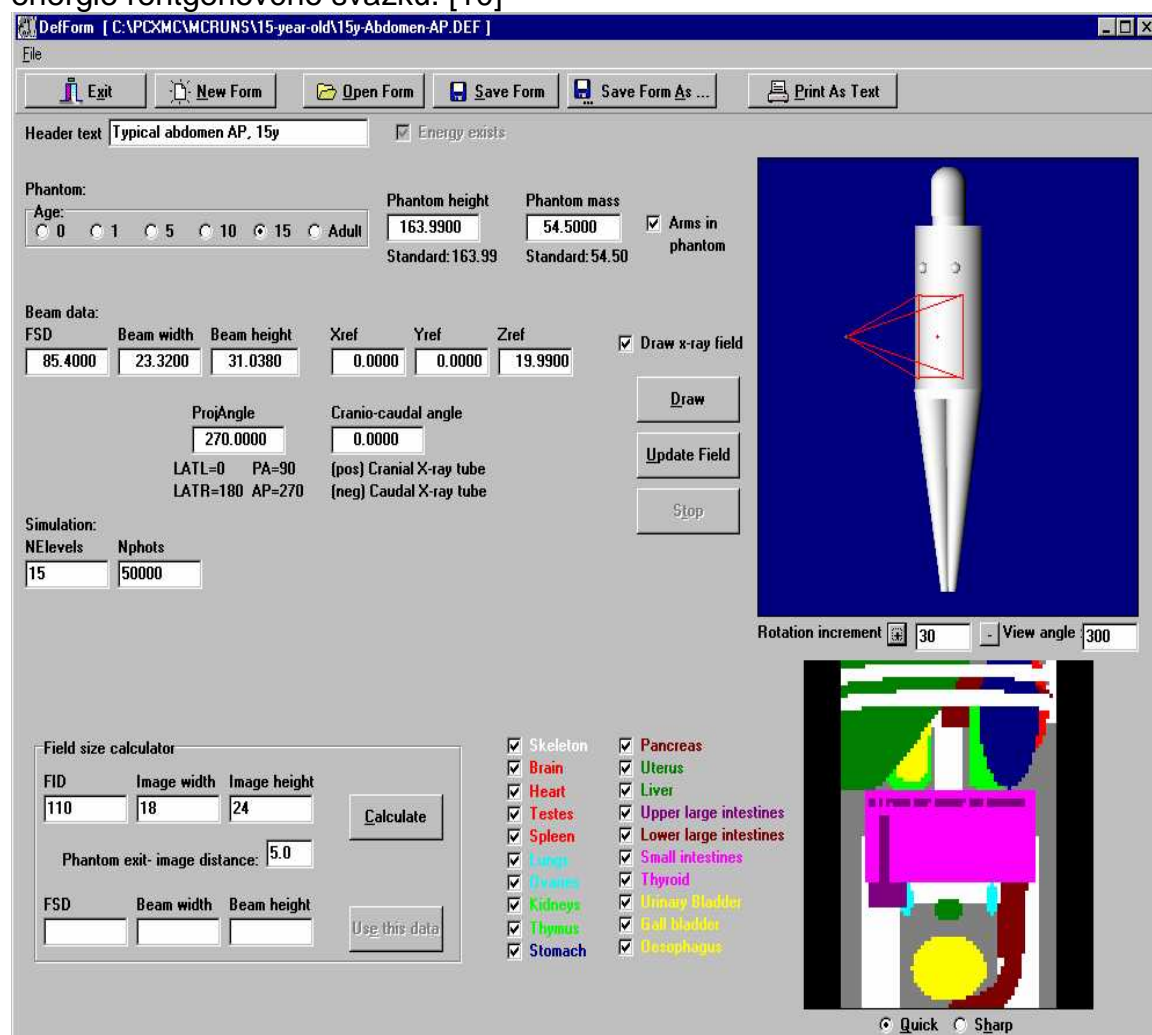
Pro výpočet efektivní dávky na pacienta je využíván program **PCXMC**, kam se v úvodním okně zadají parametry, popis vyšetření, vyšetřovaný orgán či oblast, projekce, vzdálenost od ohniska, velikost ozařovaného pole, výška a hmotnost pacienta. Tak se definuje konkrétní vyšetření, pro které se má efektivní dávka vypočítat. Parametry použité napětí rentgenky a celková filtrace se zadají do programu při specifikaci rentgenového spektra před samotným výpočtem orgánových dávek a efektivní dávky. Posledním krokem je zadání vstupní dávkové veličiny do programu, touto je P_{KA} pro skiagrafická a skiaskopická vyšetření.

7.3.1 Program PCXMC

Program PCXMC je počítačový program využívající metodu Monte Carlo pro výpočet orgánových dávek a efektivní dávky obdržené pacientem při lékařských vyšetřeních s použitím rentgenového záření. Využívá matematického modelu fantomu a může být použit pro výpočet dávek ve 25 orgánech pacienta různého věku a rozměrů ve volně nastavitelných projekcích a dalších vyšetřovacích podmínkách radiografie a skiaskopie. Dávka v různých orgánech a tkáních nejde u pacientů podstupujících rentgenové lékařské vyšetření přímo změřit, ale může být spočítána s přijatelnou přesností, pokud jsou k dispozici dostačující data o konkrétním vyšetření. [8]

Metoda Monte Carlo přenosu záření je založena na stochastické matematické simulaci interakcí mezi fotony a hmotou. Fotony jsou emitovány izotropně z bodového zdroje do prostorového úhlu určeného ohniskovou vzdáleností a rozměry ozářeného pole. Fotony interagují s fantomem podle pravděpodobnosti rozdělení fyzikálních procesů, kterým se mohou podrobit: fotoelektrický jev, Rayleighův rozptyl nebo Comptonův rozptyl. Je generováno velké množství fotonů a odhad energie v jednotlivých orgánech fantomu je použit pro výpočet dávek v těchto orgánech. PCXMC počítá orgánové dávky pro monochromatické fotonové záření o energii až 150 keV v deseti různých hodnotách energie. Konečný odhad absorpce v každé hodnotě energie je získán jako průměrná hodnota z těchto skupin a statistická chyba je odhadnuta z jejich směrodatné odchylky. [2]

PCXMC počítá dávky v 25 orgánech: aktive bone marrow (červená kostní dřevina), adrenals (nadledvinky), brain (mozek), breasts (prsí žláza), colon – upper and lower large intestine (horní a dolní část tlustého střeva), gall bladder (žlučník), heart (srdce), kidneys (ledviny), liver (játra), lungs (plíce), muscle (svalovina), oesophagus (jícen), ovaries (vaječníky), pancreas (slinivka), skeleton (kostra), skin (kůže), small intestine (tenké střevo), spleen (slezina), stomach (žaludek), testes (varlata), thymus (brzlík), thyroid (štítná žláza), urinary bladder (močový měchýř), uterus (děloha). Navíc program počítá efektivní dávku a absorbovanou frakci energie rentgenového svazku. [10]



Obrázek č.7.1 Úvodní okno programu PCXMC. [10]

Protože program PCXMC neumožňuje simulovat složitá skiaskopická vyšetření, pro jednoduchost výpočtu budeme předpokládat pouze jednu projekci při vyšetření. Vzhledem k nemožnosti získat KAP pro jednotlivé projekce a vyšetřované orgány, budeme zapisovat pouze celkovou hodnotu KAP pro jedno vyšetření. Výpočet se tím velmi zjednoduší. Bez tohoto zjednodušení bychom museli skiaskopické vyšetření na základě parametrů popis vyšetření – vyšetřovaný orgán, či oblast, relativní doba skiaskopie pro jednotlivé oblasti, celkový skiaskopický čas a proud rentgenky pro jednotlivé vyšetřované oblasti aproximovat sérií jednotlivých vyšetření, ke kterým se posléze přistupuje jako k běžným skiagrafickým vyšetřením.

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Exit Change Spectrum Calculate doses Print Save As ...

X-ray tube potential: 125 kV Filtration: 4,1 mm Al + 0 mm Cu
Anode angle: 13 deg

File: C:\PCXMC\MCRUNS\Adult\adult-chest-PA.ene
Typical chest PA, Adult "Phantom's age": Adult Simulation: Photons/Energy level: 100000 Number of energy levels: 15
Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 90.000 Obl. angle: 0.000
Field's width: 30.10 cm and height: 37.60 cm FSD: 160.000 cm Focus (x,y,z(cm)): (0.000, 170.000, 52.000)
Phantom's length: 174.000 cm and mass: 71.100 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
Surface dose:..... 0.200 mGy Tube voltage: 125 kV Filter:.....4,1 mm Al + 0 mm Cu

| Organs | Dose (mGy) | Error (%) | Organs | Dose (mGy) | Error (%) |
|------------------|------------|-----------|-----------------------|------------|-----------|
| Lungs | 0,161050 | 0,3 | Pancreas | 0,091285 | 1,3 |
| Skull | 0,007303 | 1,6 | Small intestine | 0,005236 | 1,7 |
| UpperSpine | 0,073021 | 1,4 | Gall bladder | 0,033934 | 2,9 |
| MiddleSpine | 0,392875 | 0,4 | Upper large intestine | 0,006857 | 2,3 |
| LowerSpine | 0,091904 | 1,2 | Lower large intestine | 0,001163 | 7,3 |
| Ribs | 0,366916 | 0,3 | Urinary bladder | 0,000304 | 19,5 |
| Scapulae | 0,513513 | 0,5 | Uterus | 0,000980 | 13,0 |
| Clavicles | 0,075725 | 2,2 | Adrenals | 0,197249 | 2,1 |
| Upper arm bones | 0,040598 | 1,6 | Thymus | 0,038840 | 4,6 |
| Middle arm bones | 0,047481 | 1,3 | Oesophagus | 0,091919 | 1,9 |
| Lower arm bones | 0,007827 | 3,3 | Thyroid | 0,021280 | 4,1 |
| Upper leg bones | 0,000030 | 23,4 | Brain | 0,001286 | 3,8 |
| Middle leg bones | 0,000001 | 58,5 | Testes | 0,000051 | 52,2 |
| Lower leg bones | 0,000000 | NA | Ovaries | 0,001463 | 26,9 |
| Pelvis | 0,002576 | 2,6 | Skin | 0,031125 | 0,3 |
| Heart | 0,069202 | 1,1 | Remainder (muscle) | 0,035895 | 0,1 |
| Breasts | 0,039429 | 1,3 | Total Body | 0,046416 | 0,1 |
| Liver | 0,083379 | 0,5 | Active bone marrow | 0,054777 | 0,2 |
| Stomach | 0,048780 | 1,6 | Skeleton | 0,094586 | 0,2 |
| Spleen | 0,156807 | 1,1 | Effective dose | 0,051320 | 0,4 |
| Kidneys | 0,118056 | 0,8 | Abs.fraction (%) | 59,436452 | |

Obrázek č. 7.2. Ukázka výpočtu dávky programem PCXMC. [10]

7.4 Místní diagnostické referenční úrovně v praxi

Na vybraném rtg pracovišti jsem podle metodiky uvedené v kapitole 6.1.1 a za použití programu PCXMC provedl nastavení místních diagnostických referenčních úrovní pro skiagrafická vyšetření a výpočet efektivní dávky. Následně jsem výsledky porovnal s národními diagnostickými úrovněmi, které jsou uvedené v příloze č. 9 Vyhlášky 307/2002 Sb. ve znění pozdějších předpisů.

| | |
|---------------|---|
| Pracoviště: | Fakultní nemocnice Brno, Pracoviště medicíny dospělého věku |
| Klinika: | Radiologická |
| Rtg přístroj: | Definium 8000, GE, rok výroby 2005, v.č. 75728WG6 rentgenové zařízení skiagrafické, přímá digitalizace |

| typ vyšetření | projekce | NDRÚ | | MDRÚ | | efektivní dávka [uSv] | střední hodnoty pro tento přístroj | | |
|---------------------------------|----------|---|-------------------------------|---|-------------------------------|-----------------------|---|-------------------------------|-----------------------|
| | | součin kermy a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | součin kermy a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | | součin kermy a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | efektivní dávka [uSv] |
| RTG lebky | PA | - | 5 | 0,62 | 1,8 | 17 | 0,18 | 0,79 | 20 |
| | LAT | - | 3 | 0,46 | 1,4 | 17 | 0,14 | 0,62 | 11 |
| RTG krku a krční páteře | AP | - | - | 0,077 | 0,36 | 12 | 0,040 | 0,28 | 10 |
| | LAT | - | - | 0,078 | 0,31 | 3,9 | 0,046 | 0,22 | 4,0 |
| RTG hrudní páteře | AP | - | 7 | 0,50 | 0,41 | 110 | 0,51 | 0,41 | 110 |
| | LAT | - | 20 | 0,63 | 0,42 | 46 | 0,60 | 0,43 | 54 |
| RTG bederní páteře | AP | 10 | 10 | 0,91 | 2,6 | 275 | 0,81 | 2,3 | 260 |
| | LAT | 30 | - | 0,63 | 7,4 | 160 | 1,3 | 6,2 | 130 |
| RTG křížové kosti | AP | - | - | 0,42 | 0,35 | M - 48 Ž - 58 | 0,40 | 0,21 | M - 42 Ž - 62 |
| RTG celé páteře jednou expozicí | AP | - | - | 0,87 | 1,3 | 220 | ** | ** | ** |
| RTG plic | PA | 1 | 0,4 | 0,16 | 0,12 | 23 | 0,042 | 0,06 | 10 |
| | AP | | | 0,082 | 0,090 | 14 | 0,019 | 0,035 | 4,6 |
| | LAT | 1 | 1,5 | 0,15 | 0,28 | 17 | 0,15 | 0,28 | 17 |
| RTG žeber a sterna | AP | - | - | 0,088 | 0,12 | 18 | 0,089 | 0,21 | 17 |
| RTG břicha | PA | 8 | 10 | 0,36 | 0,37 | 63/90 | 0,41 | 0,44 | 92/100 |
| | AP | | | 0,84 | 1,2 | 220/230 | 0,83 | 1,3 | 230 |
| vylučovací urografie | AP | 40 | 10 | 7,5 | 11,6 | M - 1300 Z - 1500 | ** | ** | ** |
| RTG ledvin a moč. měchýře | AP | - | 10 | 3,9 | 7 | M - 530 Z - 1100 | * | * | * |
| RTG pánve | AP | 5 | 10 | 1,9 | 2,3 | M - 450 Ž - 150 | 0,92 | 0,82 | M - 240 Ž - 110 |
| RTG kyčelního kloubu | AP | - | 10 | 1,3 | 2,3 | M - 110 Ž - 40 | 0,75 | 2,1 | M - 36 Ž - 19 |
| | LAT | - | - | 6,2 | 5,3 | 47 | * | * | * |

| typ vyšetření | projekce | NDRÚ | | MDRÚ | | efektivní dávka [uSv] | střední hodnoty pro tento přístroj | | |
|---------------------------------|----------|---|-------------------------------|---|-------------------------------|-----------------------|---|-------------------------------|-----------------------|
| | | součin kerry a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | součin kerry a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | | součin kerry a plochy [Gy.cm ²] | vstupní povrchová kerma [mGy] | efektivní dávka [uSv] |
| RTG stehenní kosti | AP | - | - | 0,97 | 1,1 | M - 30 Ž - 7,9 | 0,80 | 0,66 | M - 28 Ž - 7,5 |
| | LAT | - | - | 1,5 | 2,1 | 4,2 | * | * | * |
| RTG kolenního kloubu | AP | - | - | 0,082 | 0,28 | 0,52 | 0,076 | 0,17 | 0,60 |
| | LAT | - | - | 0,078 | 0,27 | 0,32 | 0,061 | 0,18 | 0,33 |
| RTG bérce | AP | - | - | 0,15 | 0,28 | 0,55 | 0,10 | 0,22 | 0,52 |
| | LAT | - | - | 0,15 | 0,31 | 0,41 | 0,10 | 0,26 | 0,45 |
| RTG hlezenního kloubu | AP | - | - | 0,097 | 0,28 | 0,30 | 0,12 | 0,21 | 0,39 |
| | LAT | - | - | 0,098 | 0,27 | 0,21 | 0,11 | 0,18 | 0,25 |
| | šikmá | - | - | 0,10 | 0,18 | 0,35 | 0,10 | 0,18 | 0,35 |
| RTG prstů a zápěstí kůstky nohy | AP | - | - | 0,028 | 0,15 | 0,047 | 0,011 | 0,11 | 0,030 |
| | šikmá | - | - | 0,029 | 0,15 | 0,044 | 0,011 | 0,10 | 0,032 |
| RTG celé DK jednou expozicí | AP | - | - | 1,0 | 1,2 | M - 140 Ž - 11 | * | * | * |
| RTG ramenního kloubu | AP | - | - | 0,088 | 0,36 | 4,4 | 0,085 | 0,38 | 6,0 |
| | TT | - | - | 0,24 | 8,1 | 14 | 0,24 | 11,9 | 20 |
| RTG paže | AP | - | - | 0,096 | 0,30 | 0,63 | 0,095 | 0,32 | 0,60 |
| RTG loketního kloubu | AP | - | - | 0,058 | 0,38 | 0,23 | 0,055 | 0,41 | 0,27 |
| | LAT | - | - | 0,067 | 0,42 | 0,23 | 0,066 | 0,51 | 0,26 |
| RTG předloktí | AP | - | - | 0,081 | 0,38 | 0,33 | 0,094 | 0,50 | 0,48 |
| | LAT | - | - | 0,083 | 0,35 | 0,32 | 0,086 | 0,40 | 0,44 |
| RTG zápěstí | AP | - | - | 0,018 | 0,11 | 0,035 | 0,0089 | 0,042 | 0,018 |
| | LAT | - | - | 0,021 | 0,11 | 0,030 | 0,011 | 0,043 | 0,013 |
| RTG prstů a zápěstí kůstky ruky | AP | - | - | 0,011 | 0,13 | 0,031 | 0,0054 | 0,16 | 0,020 |
| | šikmá | - | - | 0,013 | 0,12 | 0,021 | 0,0057 | 0,14 | 0,017 |

* u tohoto přístroje nebylo nasbíráno dostatečné množství dat

** na tomto přístroji se dané vyšetření neprovádí

Tabulka č. 7.3 Nastavení místních diagnostických referenčních úrovní

8. ZÁVĚR

Díky práci na své bakalářské práci jsem se seznámil s využitím ionizujícího záření ve zdravotnictví, především s jeho detekcí a následně i výpočtem dávky kterou pacient při vyšetření obdržel. V teoretickém rozboru jsem se dále věnoval účinkům ionizujícího záření na živou tkáň, výpočtu efektivní dávky při vyšetření a její optimalizaci.

Praktická část práce mi umožnila podrobně se seznámit s vlastnostmi a funkcí indikátorů poskytujících informaci o velikosti ozáření pacienta KAP-metrech. Ve spolupráci s firmou VF a.s. jsem provedl kalibrace několika druhů těchto přístrojů v různých Brněnských nemocnicích, a to dle postupu, který byl konzultován na SÚRO. Nevyhovující indikátor plošné kermy z Fakultní nemocnice Brno byl odeslán k překalibrování. Zásadním výstupem je zjištění, že legislativní povinnost využívat indikátory plošné kermy (KAP-metry) pro zaznamenávání kvantitativní informace o ozáření pacienta není podpořena důrazem na jeho pravidelné ověřování u akreditovaných institucí, které mohou tuto činnost provádět.

V druhé části, která se týkala praktického využití KAP-metrů jsem vypočítal místní diagnostické referenční úroveň pro skiagrafické pracoviště a pomocí programu PCXMC efektivní dávky.

Program PCXMC umožňuje výpočet efektivní dávky pacientů různého věku a postavy ve volitelných projekcích a jiných podmínkách rentgenového zobrazování. Všechny expoziční parametry jako rentgenové spektrum, vzdálenost od rentgenky, velikost ozařovaného pole a směr svazku záření mohou být zadány.

Zjistil jsem, že pracoviště při skiagrafických projekcích národní referenční úroveň nepřekračuje, a proto není nutné, aby zdravotnické zařízení prošetřilo podmínky lékařského ozáření, a v případě, že radiační ochrana není optimalizována, provedlo nápravu.

9. LITERATURA

- [1] Kolektiv autorů, editor Václav Klener. Principy a praxe radiační ochrany. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000.
- [2] Servomaa, A., Tapiovaara, M. Organ dose calculation in medical x-ray examinations by the program PCXMC. STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority, 1998.
- [3] Code of Practice (Dosimetry in Diagnostic Radiology, An International Code of Practice, Working material, IAEA, Vienna, 2006)
- [4] Rutherford, Phil. Radiation risk. 2002. (www.philrutherford.com)
- [5] IEC 60580, Dose area product meters, 2000.
- [6] European Commission. Kriteria kvality pro radiodiagnostická zobrazení. Překlad Praha: 1998
- [7] Kodl, Otto. Radiační ochrana při zubních radiodiagnostických vyšetřeních. Česká stomatologická komora, 1999, 2.vydání.
- [8] Věstník MZ ČR. Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření. Praha: 2005.
- [9] STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority. PCXMC v 1.5 User's guide. 2002.
- [10] Regulla, D.F., Eder, H. Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. 2005.
- [11] Rentgen bulletiny vydávané SÚJB.
- [12] Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů
- [13] KAP W2, Přístroj pro měření plošné kermu a dávkového příkonu, Návod k použití, Pehamed, 2004
- [14] Vojtěch Ullmann <http://astronuklfyzika.cz/>
- [15] Ing. Josef Gerndt. Detektory ionizujícího záření, Skripta ČVUT, 1994
- [16] Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology, IPSM/NRPB/CoR, 1992
- [17] European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images, EUR 16260, 1996
- [18] Musílek, L., Šeda, J., Trousil, J. Dozimetrie ionizujícího záření. Skriptum ČVUT, 1992
- [19] ČSN EN 61223-3-1, Hodnocení a provozní zkoušky při lékařských obrazových informacích – část 3-1: Přejímací zkoušky – Zobrazovací proces u rentgenových zařízení pro skiagrafické a skiaskopické systémy, 2000

10. PŘÍLOHY

10.1 Ukázka výpočtu efektivní dávky

Adresa pracoviště: Jihlavská 20, 639 01 Brno

Identifikace přístroje: Definium 8000, G.E. v.č. 75728WG6

Umístění přístroje: RTG 1 - pavilon X, 1.NP, vyšetřovna 2

Typ vyšetření: RTG plic vestoje PA

Vzdálenost ohnisko – kazeta: 180 cm

Vzdálenost stůl – kazeta: 6 cm

| | výška [cm] | hmotnost [kg] | pohlaví (m,ž) | projekce | velikost pole [cm x cm] | součin kerry a plochy [mGy.cm ²] | napětí [kV] | vstupní povrchová kerma ve vzduchu [mGy] | efektivní dávka [mSv] |
|----|---------------|------------------|------------------|----------|----------------------------|--|----------------|--|-----------------------------|
| 1 | 172 | 70 | m | PA | 24x30 | 12,8 | 120 | 0,0425 | 0,0035 |
| 2 | 174 | 74 | m | PA | 30x40 | 38,5 | 120 | 0,0772 | 0,0101 |
| 3 | 167 | 72 | m | PA | 37x40 | 47,2 | 120 | 0,0768 | 0,0118 |
| 4 | 172 | 70 | ž | PA | 40x40 | 46,3 | 120 | 0,0691 | 0,0115 |
| 5 | 165 | 70 | ž | PA | 40x40 | 59,5 | 120 | 0,0893 | 0,0151 |
| 6 | 168 | 75 | ž | PA | 40x40 | 54,2 | 120 | 0,0819 | 0,0133 |
| 7 | 184 | 68 | m | PA | 40x40 | 28 | 120 | 0,0413 | 0,0069 |
| 8 | 168 | 75 | ž | PA | 40x40 | 40 | 120 | 0,0606 | 0,0084 |
| 9 | 183 | 70 | m | PA | 35x43 | 38 | 120 | 0,0599 | 0,0098 |
| 10 | 162 | 75 | ž | PA | 35x43 | 52 | 120 | 0,0844 | 0,0133 |

| průměrný součin kerry a plochy [mGy.cm ²] | průměrná vstupní povrchová kerma ve vzduchu [mGy] | průměrná efektivní dávka [mSv] |
|--|--|--------------------------------------|
| 42 | 0,06 | 0,010 |
| směrodatná odchylka [mGy.cm ²] | směrodatná odchylka [mGy] | směrodatná odchylka [mSv] |
| 14 | 0,02 | 0,003 |

10.2 Ověřovací list pro měřidlo Radcal 9015



Český metrologický institut
Inspektorát pro ionizující záření

Radiová 1, 102 00 Praha 10

tel. +420 266 020 497, fax +420 266 020 466, e-mail: vsochor@cmi.cz

OVĚŘOVACÍ LIST č. 9011-OL-U4911/2006

Datum vystavení: 25. května 2006

Počet stran: 2


RNDr. Pavel DRYÁK, CSc.



(Ověřovací list bez razítka a podpisu není platný)

- 1 Zadavatel zkoušky:** VF, a.s.
náměstí Míru 50
679 21 Černá Hora
- 2 Měřidlo:** Měřidlo Radcal 9015, v.č. 91-0257 s ionizačními komorami 10X5-6, v.č.15584, 10X5-6M v.č. 8291, 10X5-1800 v.č. 10056 a 10X5-60 v.č.9633
výrobce RADCAL, UNFORS
- 3 Datum přijetí měřidla:** únor 2006
- 4 Použitý etalon:**
Sekundární etalon expozice a kermy ve vzduchu ČMI IIZ Praha
Etalon je navázán na BIPM (certifikát BIPM č.23 z 22.3.1994).
- 5 Metodika ověření:** viz bod 8
- 6 Podmínky měření:**
99 kPa, 22 °C, 25 % rel.vlhkost
- 7 Důležité údaje mající vztah k ověření:** - - -

Tento dokument nesmí být bez písemného schválení laboratoře rozmnožován jinak než celý. Naměřené výsledky se vztahují ke dni a místu, ve kterých bylo ověření provedeno

8 Výsledky měření, zkoušení a další zjištění:

Měřidlo bylo ověřováno ve svazcích záření X v kvalitách N40 až N300 (komory 10X5-6, 10X5-60 a 10X5-1800), resp. N10 až N30 (komora 10X5-6M) podle ISO 4037 (úzká spektra). Měřidlo bylo v režimu „Dose Rate“ vystaveno různým úrovním příkonu kermy ve vzduchu. Údaj měřidla byl stanoven jako aritmetický průměr pěti po sobě jdoucích měření. Z naměřených hodnot byly stanoveny hodnoty E_n :

$$E_n = \frac{R_{\text{mer}} - R_{\text{ref}}}{\sqrt{U_{\text{ref}}^2 + U_{\text{mer}}^2}}$$

kde R_{ref} je konvenčně pravá hodnota měřené veličiny,
 R_{mer} je údaj měřidla
 U_{ref} je nejistota konvenčně pravé hodnoty měřené veličiny (4,5%),
 U_{mer} je nejistota údaje měřidla (5%)

Hodnota E_n ve všech případech ležela v intervalu -1 až +1.

(Konvenčně pravá hodnota je realizovaná s nejistotou 4,5% (k=2)).

9 Výsledek ověření: Na základě provedených měření a zkoušek je výše uvedené měřidlo

ověřeno

ve smyslu zákona č. 505/90 Sb. v platném znění.

10 Způsob vyznačení ověření na měřidle: štítkem s úřední značkou

11 Platnost ověření: Doba platnosti ověření končí vzhledem k opatření měřidla úřední značkou současně s vydáním ověřovacího listu v souladu s § 2 odst. 2 zákona č. 505/1990 Sb. v platném znění a § 7 odst. 1 vyhlášky MPO č. 262/2000 Sb. v platném znění dne **31.12.2008**. Doba platnosti ověření zaniká rovněž v případech uvedených v § 7 písmeno a) až f) odst. 2 vyhlášky MPO č. 262/2000 Sb. v platném znění.

12 Ověření provedl: Ing. Vladimír Sochor ve dnech 15.-17.3.2006



Tento ověřovací list je vydán v souladu s platnou právní úpravou metrologie

ČESKÝ METROLOGICKÝ INSTITUT
 Insp. pro ionizující záření
 Radiová 1
 102 00 PRAHA